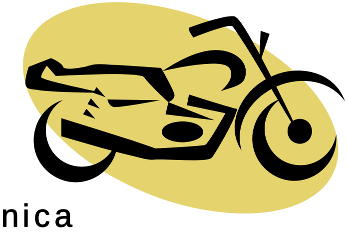


Actuator: **un subansamblu care produce un lucru mecanic ca raspuns la un semnal; structura lui nu mai poate fi descompusa in sub-structuri decat cu riscul de a pierde capacitatea de generare a miscarii.**

Particularitati ale actuatorilor utilizati in mecatronica

- Sunt elemente componente ale sistemelor de actionare mecatronice realizate in structura modularizata care asigura atat *fluxul de semnale de comenzi* cat si *fluxul de semnale control*
- Sistemele de actionare mecatronice sunt realizate ca si sisteme automate (echipate cu traductoare, senzori si elemente de inteligenta artificiala)
- La sistemele de actionare mecatronice propagarea energiei si a informatiilor se realizeaza nu numai clasic (elemente existente fizic) ci si cu ajutorul altor elemente (raze luminoase, campuri electrice sau magnetice)

↓

ROLUL ELEMENTELOR DIN STRUCTURA ACTUATORILOR

- Rol structural (de a prelua incarcarile si sarcinile transmise)
- Rol senzorial (ofera suplimentar posibilitatea incorporarii in structura lor a senzorilor si traductorilor pt control in bucla inchisa)
- Rol de actionare

↓

FIDELITATEA

(Criteriu calitativ hotarator – precizia de transmitere a fluxului de semnale purtatoare de informatii)

- Utilizarea semnalelor asemanatoare sau identice pentru transmiterea comenzilor (semnale de control), a semnalelor senzoriale si a celor pentru transmiterea energiei → **reducerea complexitatii (implicit costuri, greutate)**
- **Miniaturizare –** impusa de tendinta de miniaturizare a sistemelor mecatronice (deformatii, masa, inertie si preturi reduse)

Utilizarea unor materiale cu proprietati deosebite
(mat. piezoelectrice,fluide electroreologice, aliaje cu memoria formei, materiale compozite etc.)

Impunerea unor tehnologii de prelucrare deseori neconventionale (eroziune electrica, eroziune chimica, eroziune ultrasonica, prelucrare cu laser, depunerea in starturi subtiri etc.)

Tehnologii de prelucrare Miniaturizare

→ **Impunerea unor metode de masurare si control neconventionale**
(metoda difractiei, metoda holografica, metoda scanarii)

Caracteristici generale ale actuatorilor din sistemele mecatronice:

A. Efectul dimensiunilor (gabaritul) asupra fortelor

- Micsorarea dimensiunilor elementelor de executie influenteaza marimea fortei (cuplului dezvoltat)
- Ex: actuatori electrostatici – *lucrul mecanic raportat la volum (Fl/l^3) este invers proportional cu patratul lungimilor, rezultand ca lucrul mecanic dezvoltat de forta electrostatica creste odata cu scaderea dimensiunilor.*
- Ex: la unii actuatori, scaderea dimensiunilor sub o anumita limita determina forte (cupluri) mai mici decat fortele rezistente(frecare, gravitatie)

B. Cresterea rezistentei materialelor utilizate

- Materiale cu proprietati mecanice deosebite: monocristale, materiale amorfe de tip „whiskers” (fibre foarte scurte) au caracteristici de rezistenta de pana la 1000 ori mai mari decat materialele policristaline cu aceeasi compozitie chimica.
- Acest fapt se explica prin inexistenta limitelor intre cristale, rezultand uzuri mici si deci surse de erori mici
- $\lambda=l_1/l_2$ iar $c_\sigma=\sigma_1/\sigma_2=1/\lambda$, ceea ce inseamna ca piesele cu dimensiuni de λ ori mai mici trebuie sa se execute din materiale de λ ori mai rezistente

C. Efectul semnificativ al suprafetelor

- La nivelul micronilor $L^2 > L^3$ ceea ce inseamna ca efectele legate de suprafata predomina in raport cu cele legate de volum.
- Ex: devine important fenomenul de coroziune chimica ce insoteste unele fenomene electrice
- Ex: fenomene legate de microtribologie – la suprafete plane si lagare de alunecare are loc o crestere a semnificativa a coeficientului de fercare μ odata cu scaderea dimensiunilor.
- Fenomene precum: adeziunea, frecarea, capilaritatea, tensiunea de suprafata s.a. predomina in raport cu efectele de masa (inertia)
- In asemenea situatii se impune:
    - minimizarea suprafetelor de contact din cuple si efectuarea de acoperiri speciale a cestor suprafete
    - inlocuirea frecarii de alunecare cu cea de rostogolire
    - sprijinirea elastica a elementelor mobile
    - utilizarea de lubrifianti cu vascozitate redusa
    - utilizarea unor metode de lubrifiere precum gazo(hidro) statica sau dinamica sau a levitatiei magnetice sau electrostatice.

D. Scaderea preciziei de prelucrare

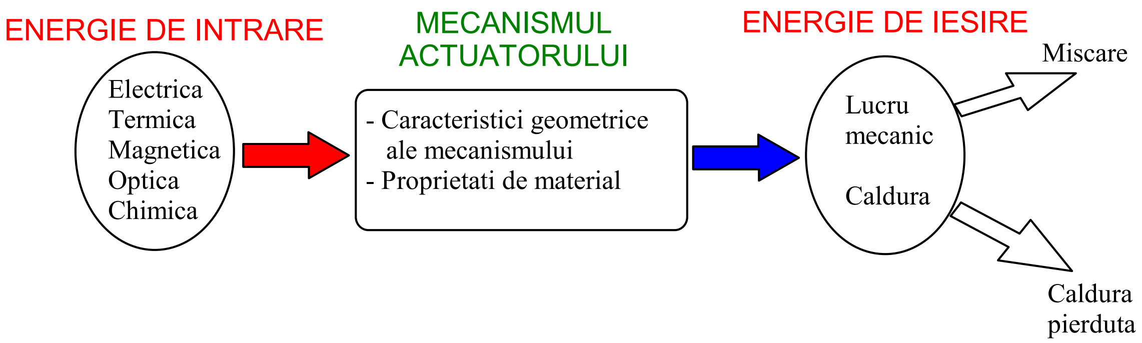
- Micsorarea tolerantelor nu se face in aceeasi proportie cu micsorarea dimensiunilor
- Daca $\lambda=l_1/l_2$ (raportul dimensiunii nominale), la aceeasi precizie de prelucrare, raportul tolerantelor $T_1/T_2 = \sqrt[3]{\lambda}$
- Rezulta ca odata cu micsorarea dimensiunilor nominale trebuie crescuta precizia de prelucrare

E. Dependenta viteza-dimensiuni

- Dependenta vitezei **v** [mm/s] de dimensiunea **L** [mm] difera in limite largi comparativ cu cazul elementelor de executie conventionale. Se aseamana, in functie de caz cu dependenta in cazul vietuitoarelor care se deplaseza pe suprafata ($v = 10L$), in apa ($v = L$) sau in aer ($v = 1000L^{1/2}$).
- Conform teoriei similitudinilor, reducerea dimensiunilor cu raportul $\lambda=l_1/l_2$ implica o reducere a maselor cu $c_G = \lambda^3$, a acceleratiilor cu $c_a = \lambda^{-1}$ (o piesa redusa de λ ori poate fi accelerata de λ ori mai mult), a momentului cu $c_M = \lambda^3$.

- Elementele de executie compatibile cu tehnologia mecatronica sunt superioare fata de cele conventionale prin: raport putere/greutate; grad de poluare; durata de functionare; posibilitate de reglare a parametrilor miscarii; siguranta in functionare; compactitate; simplitate constructiva (numar redus de elemente in miscare); precizie de pozitionare (submicroni).
- Domenii de aplicabilitate: variate :
    - Roboti si microroboti
    - Actionarea masinilor unelte
    - Structura unor echipamente
    - Industria auto
    - Industria aerospatiala
    - Industria militara
    - Idustria de bunuri de larg consum
    - Ingineria medicala

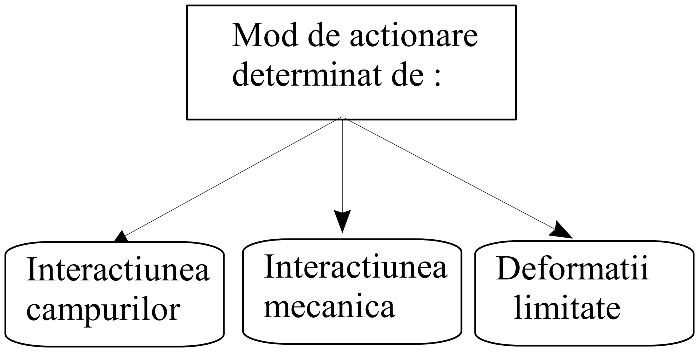
STRUCTURA GENERALA A UNUI ACTUATOR



- Conversia energiei de intrare (electrice, termice, magnetice, optice, chimice) in energie utila de iesire si caldura disipata se realizeaza prin intermediul campurilor electrice, magnetice, ca urmare a unor fenomene fizice: fenomenul piezoelectric, magnetostrictiv, de memorie a formei, de dilatare a corpurilor cu cresterea temperaturii, a efectului electro-reologic, electrohidrodinamic, de diamagnetism.
- Mecanismul actuatorului transforma, amplifica si transmite miscarea, facand acordul cu parametrii specifici scopului tehnologic.

SISTEMATIZAREA ACTUATORILOR UTILIZATI IN MECATRONICA

- Se gasesc intr-o varietate de tipuri
    - **Din punct de vedere al producerii actionarii:**



- INTERACTIUNEA CAMPURILOR (a campurilor magnetice, a curentului electric cu campuri magnetice, interactiunea sarcinilor electrice

⇨ actuatori cu cursa nelimitata (micromotoare de curent continuu, micromotoare de curent alternativ asincrone si sincrone, micromotoare electrostatice)

⇨ actuatori cu cursa limitata (micromotoare liniare de curent continuu, microelectromagneti)

- INTERACTIUNEA MECANICA (asigurarea fluxului de energie prin intermediul unui agent fizic, de regula lichid sau gaz, a carui presiune sau debit determina deplasarea sau deformarea unor elemente active)

⇨ actuatori cu elemente deplasabile rotative (micromotoare cu palete cu rotatie partiala sau totala, microturbine) sau actuatori liniari (cilindri)

⇨ actuatori liniari cu elemente deformabile (cu tub flexibil, tub Bourdon)

⇨ actuatori de rotatie cu elemente deformabile (cu tub flexibil, tub rasucit, tub anizotropic, curbat)

- DEFORMATII LIMITATE (au in structura unul sau mai multe elemente din materiale „inteligente", care au capacitatea de a se deforma controlat)

DUPA SEMNALUL DE INTRARE AL COMENZII ACTUATORILOR

1. *Actuatori comandati termic:*

- pe baza de dilatare a gazelor si materialelor solide :
  - cu elemente active bimetalice
- pe baza de transformare de faza
  - din aliaje cu memoria formei
  - cu ceara

2. *Actuatori comandati electric:*

- electrostatici
- piezoelectrici
- electroreologici

3. Actuatori comandati magnetic:

- electromagnetici
- magnetostrictivi
- pe baza de ferofluide

4. Actuatori comandati optic:

- termo-, electro-, foto-strictivi
- piro-, piezo-electrici

5. Actuatori comandati chimic:

- pe baza de polimeri (geluri polimerice, polimeri conductivi, electrostrictivi)
- pe baza de reactii chimice

6. Alte tipuri de actuatori, bazati pe alte fenomene fizice

INDICI DE PERFORMANTA

In scopul studiului comparativ si pentru a evalua performantele functionale ale diferitor actuatori specifici mecatronicii se utilizeaza cu precadere urmatorii indici de performanta:

1. Repetabilitatea

Descrie cat de repetabila este comportarea unui actuator in timp, pe parcursul mai multor cicluri de operare

figgggggggggg

R – abaterea de la repetabilitate
R_{max} – abaterea maxima de la repetabilitate
s_i , s_e –valori ale semnalului de intrare (iesire)
i, k – ciclurile i si k

$$R = s_{e_i}(s_i) - s_{e_k}(s_i)$$
$$R_{\max} = s_{e_{\max}}(s_i) - s_{e_{\min}}(s_i)$$

2. Liniaritatea

Se refera la liniaritatea semnalului de iesire ca o functie de semnalul de intrare.

L – abaterea de la liniaritate (exprimata in procente din valoarea semnalului de iesire, fata de o linie de referinta, s_{er}).
Linia de referinta poate fi determinata de valorile minima si maxima ale s_e (dreapta a) sau de cea mai buna aproximare a dependentei $s_e(s_i)$.

$$L = \left| s_e(s_i) - s_{er}(s_i) \right|_{\max}$$

3. Precizia

4. Sensibilitatea

5. Rezolutia

6. SIO (Smalles Inducible Output)

7. Pragul de start

8. Conformanta

9. Histerezis

10. Instabilitate si deviatie

11. Portanta si rigiditate

12. Viteza

13. Capacitatea de miniaturizare

ACTUATORI ELECTROMAGNETICI LINIARI (AEML)

- Caracteristici specifice: - lipsa contactelor electrice rotative;
  - cuplarea directa a receptorului mecanic cu ansamblul mobil al actuatorului
  - simplitate constructiva

- Compatibilitate cu tehnica numerica de comanda si reglare (consacrarea a fost data de utilizarea lor in pozitionarea capetelor de inregistrare pe discurile magnetice)
- Numarul aplicatiilor a crescut drept care au aparut noi tipuri constructive (aplicatii in microrobotica, tehnologia electronica etc.)
- Constructia AEML, spre deosebire de actuatorii rotativi, este determinata in mare masura de natura aplicatiei.

PRINCIPII CONSTRUCTIVE SI FUNCTIONALE

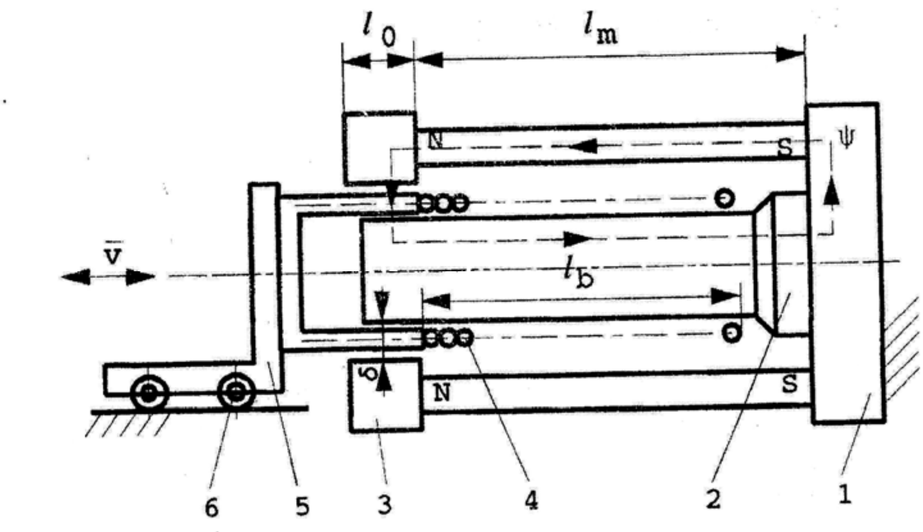


Fig.2-1

- INDUCTORUL (vezi fig.):
  - 1 - placa de baza
  - 2 – miezul
  - 3 – placa polara si magnetul permanent NS de forma cilindrica

- ANSAMBLUL MOBIL (vezi fig.):
  - 4 – bobina
  - 5 – cadru
  - 6 - role

Bobina 4 este alimentata in curent continuu de la o sursa a carei polaritate se schimba schimba sensul fortei de propulsie (sensul de deplasare al ansamblului mobil)

- Forta de propulsie : $F = BHl$ iar $K_f = Bl$

in care: B – inductia campului creat de magnetul permanent NS
I – curentul prin bobina
l - lungimea activa a conductorului bobinei
K_f – constanta de forta a actuatorului

VARIANTE CONSTRUCTIVE

A. AEML unilaterali

1. AEML cu bobina lunga si intrefier scurt ($l_b > l_0$)

Dezavantaj: fluxul de scapari mare creeaza probleme in legatura cu protectia altor subansamble.

2. AEML cu bobina scurta si intrefier lung ($l_b < l_0$) (fig.2.2)

Fluxul de scapari este mai redus; magnetul NS poate fi ceramic sau metalic.
Forma cilindrica a magnetilor creeaza dificultati atat la executie cat si la montaj.

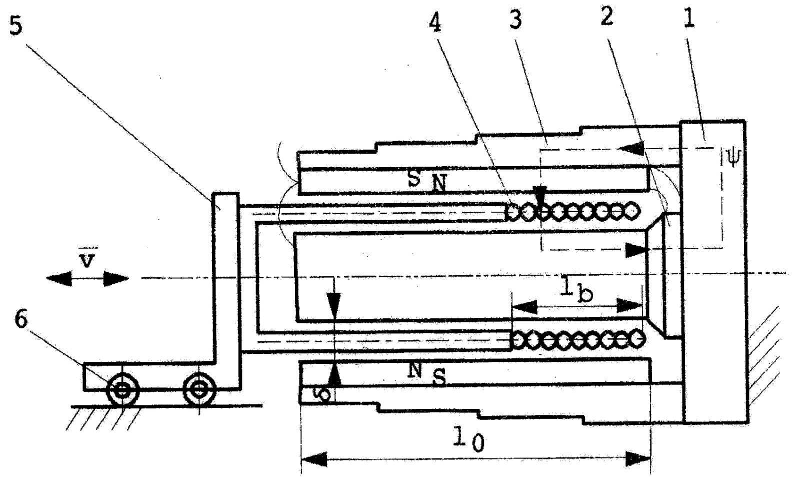


Fig.2.2

3. AEML cu intrefier patrat

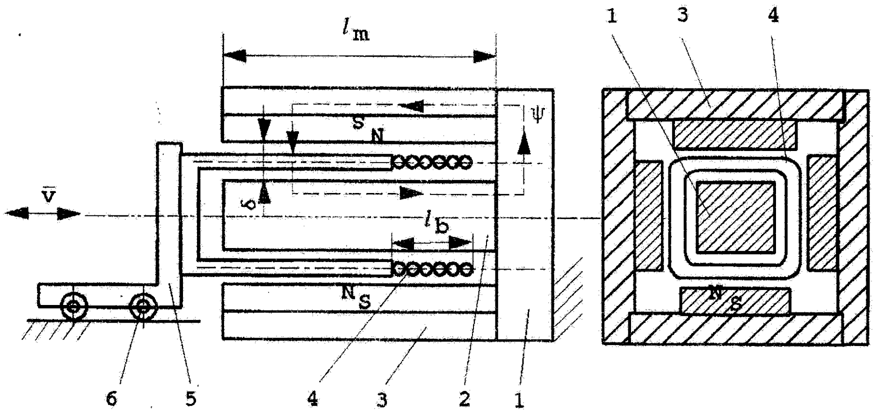


Fig.2.3

INDUCTORUL: 1 – miezul; 2 – placa de baza; 3 – placi polare laterale
Pe placile polare laterale se fixeaza magnetii ceramici anizotropi NS, cu sectiune dreptunghiulara, magnetizati radial.

ANSAMBLUL MOBIL: 4 – bobina fixata pe 5 – cadru; 6 – role; δ – intrefier (de sectiune patrata);
$l_m = l_0$ iar $l_b < l_m$ rezultand ca este cu intrefier lung si bobina scurta.
Fluxul magnetic ψ se inchide prin intrefierul δ, miezul 1, placa de baza 2 si placile polare laterale 3.

Dezavantajele aeml unilaterali:

- tehnologia de realizare si consolidare a bobinei este complexa;
- bobina fiind fixata in consola, traiectoria centrului de greutate al ansamblului mobil nu coincide cu directia fortei de propulsie, rezultand aparitia unor momente de rasturnare la functionarea in regim tranzitoriu (franare si accelerare, pornire si oprire)
- datorita constructiei inductorului in sistem inchis, circulatia aerului este ingreunat, aceasta inrautatind regimul termic al actuatorului.

B. AEML bilaterali (fig.2-4)

- Fixarea bobinei 4 pe cadrul 5, dispus simetric, elimina dezavantajul mentionat anterior.
- Constructia bobinei este mai simpla.
- Creste stabilitatea in functionare
- Regimul termic se imbunatateste

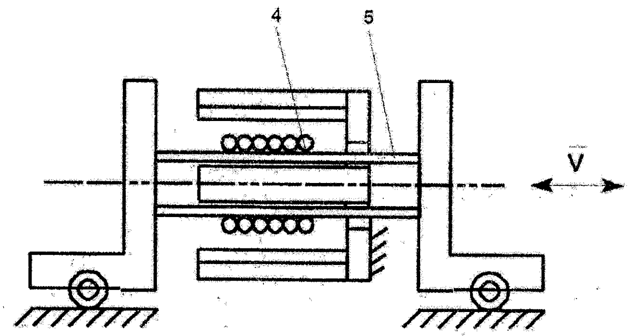


Fig.2-4

C. AEML cu inductor mobil (fig.2-5)

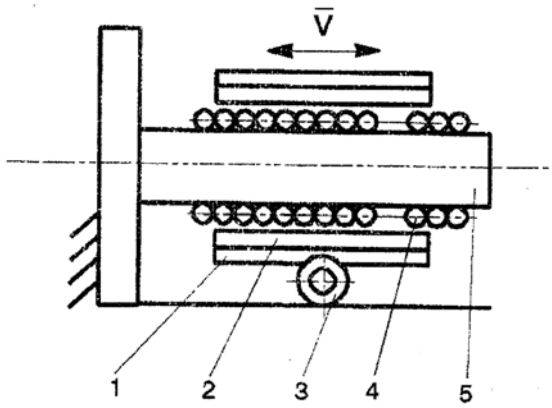


Fig.2-5

Inductorul mobil : 1 – placi polare
2 – magneti permanenti (fixati pe placile polare)
3 – role (pe care se deplaseaza inductorul, pe un sistem de ghidaje)

Obs.: performantele functionale ale AEML sunt strans legate de caracteristicile magnetilor permanenti utilizati.

MATERIALE MAGNETICE UTILIZATE

Se impart in 4 grupe, functie de proprietatile de material reliefate de caracteristicile lor de demagnetizare prezentate in fig. 2-6 .

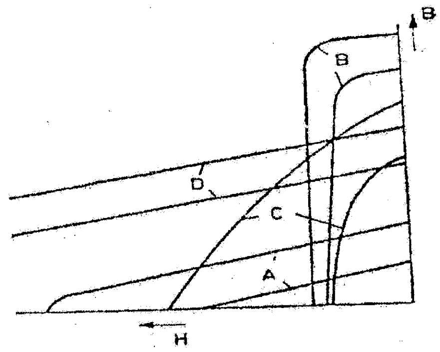


Fig.2-6

a. Magneti ceramici – realizati din oxid de fier si carbonat de bariu (oxid de strontiu) sinterizat.

- magnetii anizotropi se preseaza sub actiunea unui camp magnetic puternic pentru alinierea particulelor in directia campului magnetic aplicat, rezultand caracteristici magnetice superioare in directia anizotropiei.
- magnetii de ferita (vezi tabelul) au camp magnetic coercitiv mare, permeabilitate de revenire mica, caracteristica de demagnetizare aproximativ liniara, rezistivitate electrica foarte mica.

Deficiente: inductia magnetica remanenta scazuta, variatia pronuntata a inductiei magnetice la variatiile de temperatura.

b. Magneti metalici

- au stabilitate termica buna a caracteristicilor magnetice;
- energie magnetica ridicata pe unitatea de volum;
- tehnlogia de fabricatie este relativ simpla.

Dezavantaje: fragilitate si duritate; pret de cost ridicat (continut in cobalt si titan)

c. Magneti permanenti din compusi cu pamanturi rare

- Realizati pe baza de samariu-cobalt (Sm_3Co_5) ;
- Inductia magnetica remanenta este medie;
- Intensitatea campului magnetic coercitiv si energia magnetica sunt foarte ridicate.

Dezavantaje: tehnologia de fabricatie pretentioasa; pret de cost mare.
Utilizari: aplicatii aerospatiale si industriale speciale (unde sunt necesare dimensiuni reduse, greutati mici)

EXEMPLU DE CALCUL AL UNUI AEML

1.Date initiale:

- Forta nominala: sarcina exterioara preponderent inertiala, masa ansamblului fiind m = 0,9 [kg]
- Cursa maxima, x_m = 85 [mm]
- Cursa activa, x_a = 50 [mm]
- Timpul mediu de pozitionare, $t_{pm} = 45 \cdot 10^{-3}$ [s]
- Tensiunea nominala, U_n = 36 [V]
- Regimul de lucru permanent, conditii de mediu normale
- Diametrul conductorului, d = 0,5 [mm]; lungimea l = 20 [m]
- Tipul de aeml: unilateral cu intrefier patrat
- Caracteristici ale magnetului permanent:
  - inductia magnetica remanenta, B_r = 0,75 [T]
  - intensitatea campului magnetic coercitiv, H_c = 55 [KA/m]
  - energia magnetica maxima, $(BH)_m$ = 50 [KJ/m^3]
  - permeabilitatea magnetica de revenire, μ_{rev}=3
  - latura sectiunii patrate a magnetului, h_m = 50 [mm]
  - lungimea magnetului (rezulta din relatia $l_m = x_m + l_b + 10$ [mm]
  - intrefierul, δ = 1,5 [mm]

- schita bobinei:

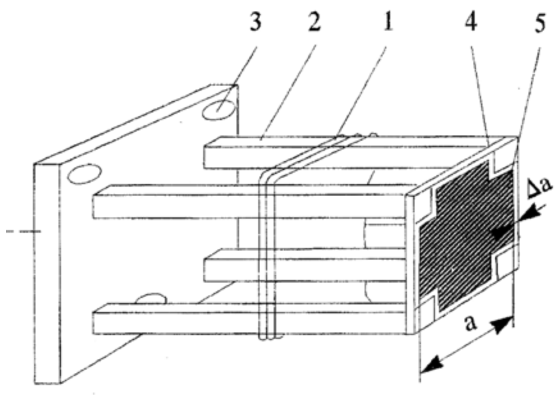


Fig.2-7(2-14)

2. Determinarea elementelor constructive si functionale:

Nr. crt.	Denumirea marimii	Relatia de calcul	Valoarea
1	**F** -forta necesara a fi dezvoltata de motor -Timpul mediu de pozitionare este considerat ca timpul necesar pentru parcurgerea a 1/3 x_a si oprire la capatul cursei. -accelaratia, $a = 2x_a/t^2_{pm} = 2\cdot 50\cdot 10^{-3}/(45^2\cdot 10^{-6})=51,65[ms^{-2}]$	F = ma = 1·51,65	51,65 [N]
2	**N** - numarul de spire al bobinei (vezi fig.2-7) a – latura sectiunii patrate, egala cu h_m	$N = l/(4\cdot a)=20/(4\cdot 200\cdot 10^{-3})$	100 spire
3	**P''_c** – coeficientul de permanenta al circuitului magnetic $\sigma_s>1$ – coeficientul fluxului magnetic de dispersie (sau coeficient de scapari) $\sigma_r>1$ – coeficientul de reluctanta magnetica	$P''_c=(\sigma_s h_m)/(\sigma_r\delta) =$ $=1,2\cdot 50/(1,1\cdot 1,5)$	36,36
4	**H_δ** – intensitatea campului magnetic in intrefier μ_0 – permeabilitatea magnetica a aerului μ_m - permeabilitatea magnetica a magnetului	$H_\delta = \frac{B_r}{\mu_0\sigma_s}\cdot\frac{1}{1+\frac{\mu_m}{P''_c}} =$ $\frac{0,75}{4\pi\cdot 10^{-7}\cdot 1,2}\cdot\frac{1}{1+3/36,36}$	459,45 [KA/m]
5	**H_m** – intensitatea campului magnetic in materialul magnetic	$H_m = -\frac{B_r}{\mu_0}\cdot\frac{1}{P''_c(1+\frac{\mu_m}{P''_c})} =$ $-\frac{0,75}{4\pi\cdot 10^{-7}}\cdot\frac{1}{36,36\left(1+\frac{3}{36,36}\right)}$	15,163 [KA/m]
6	**B_m** – inductia magnetica in materialul magnetic	$B_m = \mu_0 H_m(h_m\sigma_s/\delta\sigma_r)=$ $4\pi\cdot 10^{-7}\cdot 15,163\cdot 10^3(50\cdot 1,2/1,5\cdot 1,1)$	0,692 [T]
7	**w_{ms}** – densitatea de energie maxima localizata in materialul magnetic	$w_{ms}=(B_m H_m)/2 =$ $(0,692\cdot 15,163)/2$	5,25 [KJ/m^3]
8	**$M(H_m, B_m)$** – coordonatele punctului de functionare al magnetului permanent	$M(H_m B_m)$	M(-15,163, 0,692)
9	**l_m** – lungimea magnetului l_b – lungimea bobinei	$l_b = N\cdot d=100\cdot 0,5$ $l_m = x_m+l_b+10=85+50+10$	l_b =50 [mm] l_m = =145[mm]
10	Dimensiunile placilor laterale si a placii frontale (vezi fig.2-8) S_{Fe} – aria sectiunii longitudinale a placii B_{Fe} – inductia magnetica din fier S_m – aria sectiunii longitudinale prin magnetul permanent	$S_{Fe} = (B_m S_m\sigma_s)/B_{Fe}$ dar $S_{Fe}=l_{Fe}\cdot h_{Fe}$ de unde rezulta $h_{Fe}=(B_m\cdot h_m\cdot\sigma_s)/B_{Fe}$ - se ia $l_{Fe}=l_m$ - suprafata sectiunii determinata cu rel.data este orientativa, dimensiunile definitivandu-se pe baza considerentelor de ordin constructiv.	h_{Fe}=55,36 [mm] $l_{Fe}= l_m$= 145[mm]
11	Dimensiunile miezului (vezi fig.2-7) l_1 – este lungimea conductorului ce formeaza primul strat al infasurarii bobinei (in cazul unui singur strat l_1 = l)	$a = \frac{l_1-4\Delta a N_1}{4N_1} =$ $\frac{20000-4\cdot 0,5\cdot 100}{4\cdot 100}$	a=49,5 [mm]

		- lungimea se adopta egala cu l_m	
12	Constanta actuatorului	$K_F=B_m \cdot l = 0{,}692 \cdot 20$	13,84 [N/A]
13	Rezistenta electrica a bobinei S – sectiunea conductorului	$R_a=\rho \cdot l/S = 2{,}46 \cdot 10^{-8} \cdot 20/(0{,}196 \cdot 10^{-4})$	2,5 [Ω]
14	Viteza maxima a ansamblului mobil	$v_m=U_N/(B_m \cdot l)=36/13{,}84$	2,56[ms^{-1}]
15	Curentul maxim prin bobina	$I_m=U_N/R=36/2{,}5$	14,4 [A]
16	Curentul necesar pentru asigurarea fortei de propulsie impuse	$I_a=F/K_F=51{,}65/13{,}84$	3,73 [A]
17	Rezistenta suplimentara	$R_s=\frac{U_N-R_aI_a}{I_a}=\frac{36-2{,}5\cdot 3{,}73}{3{,}73}$	7,15 [Ω]
18	Inductivitatea bobinei i – curentul prin bobina	$L_a=\frac{4}{3}\frac{N^2\mu_0 a l_b}{\delta+h_m}+\frac{2NB_m a l_b}{i}=$ $=\frac{4}{3}\frac{10^4\cdot 4\pi\cdot 10^{-7}\cdot 49{,}5\cdot 50\cdot 10^{-6}}{(1{,}5+50)\cdot 10^{-3}}+$ $+\frac{2\cdot 100\cdot 0{,}692\cdot 49{,}5\cdot 50\cdot 10^{-6}}{3{,}43}$	1,8[mH]
19	Constanta de camp electrica	$\tau_e=\frac{L}{R+R_s}=\frac{1{,}8\cdot 10^{-3}}{2{,}5+7{,}15}$	0,18·10^{-3} [s]
20	Constanta de camp mecanica a_m – acceleratia maxima	$\tau = v_m/a_m = 2{,}56/51{,}65$	0,0495 [s]

STRUCTURA HARDWARE SI FUNCTIONAREA UNITATILOR DE TRANSLATIE ACTIONATE CU ACTUATORI ELECTROMAGNETICI LINIARI

In fig.3-1 este prezentata schema bloc a unei unitati de translatie:

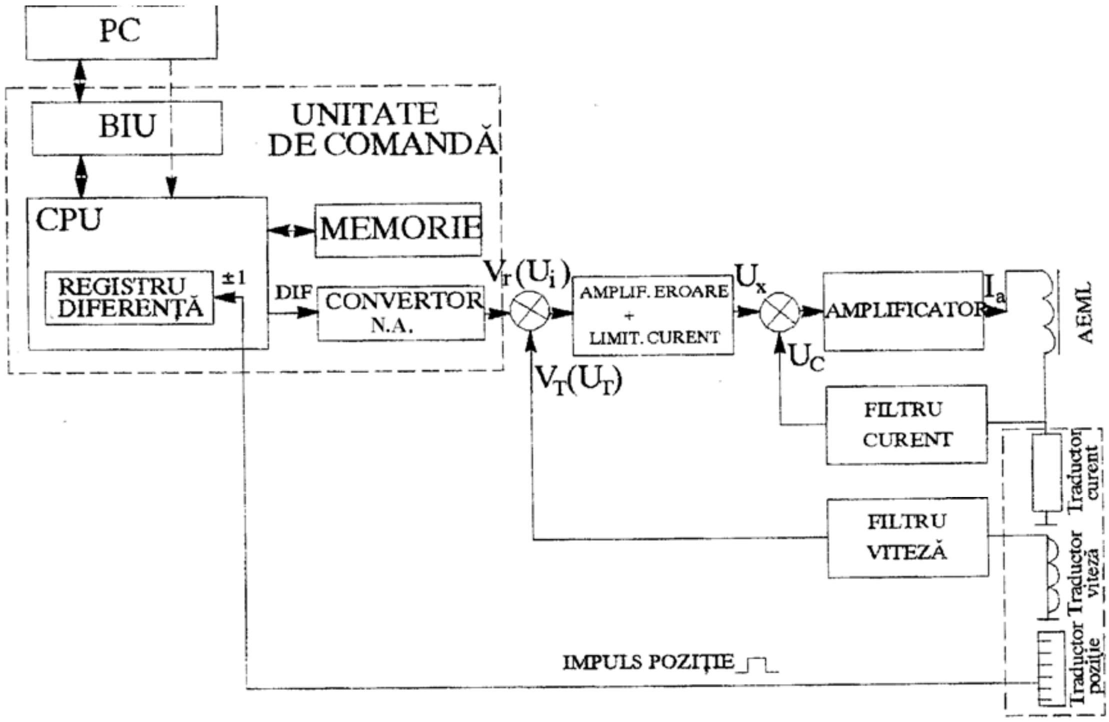


Fig.3-1

Comentariu:

- Reglarea pozitiei se realizeaza cu limitarea curentului prin indus si a vitezei actuatorului liniar
- Procedeul „reglarii in cascada" presupune subordonarea *buclei de viteza* fata de *bucla de pozitie* si a *buclei de curent* fata de *bucla de viteza* ➔
  - marimea de referinta pentru bucla de curent este marimea de iesire din regulatorul vitezei
  - marimea de referinta pentru bucla de viteza este marimea de iesire din regulatorul pozitiei
- Limitarea curentului prin indusul motorului (deci limitarea vitezei) se realizeaza prin saturarea proprie a amplificatorului de eroare
- La deplasarea din poz. initiala $\mathbf{P_i}$ intr-o poz. finala $\mathbf{P_f}$ se introduc adresele acestor pozitii intr-un *registru diferenta*.
- La iesirea din registrul diferenta se obtine valoarea absoluta a diferentei (distantei) ce trebuie parcursa: $DIF=|P_f - P_i|$ iar semnul diferentei indica sensul miscarii.
- Registrul diferenta se poate realize sub forma unui numarator programabil; comanda de incarcare a numaratorului programabil cu adresa pozitiei dorite se da de catre unitatea centrala a sistemului de comanda.

Analiza modulelor din structura unitatii

A. Bucla de curent

Controlul curentului asigura incadrarea fortei dezvoltate de aeml in limitele impuse;

Traductorul de curent ➔ poate fi sub forma unui set de rezistori cu rezistenta mica (0,5Ω);

Caderea de tensiune pe rezistor, ΔU=RI , este proportionala cu curentul ce parcurge bobina actuatorului;traductorul are si un filtru.

B. Bucla de viteza

Controleaza viteza necesara deplasarii dorite in timpul impus;exista numeroase variante constructive a acestor traductoare;

Exemplu (fig.3-2):

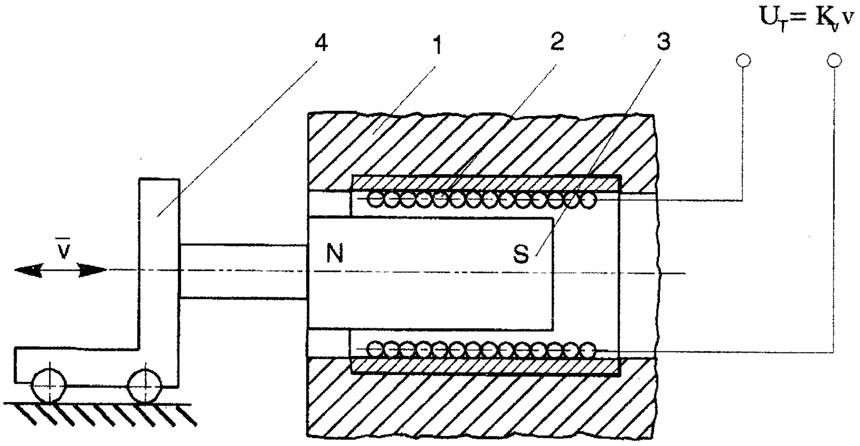


Fig.3-2

1-miezul aeml; 2-bobina aeml;3-magnetul permanent atasat ansamblului mobil 4 care se deplaseaza in interiorul bobinei 2 cu viteza v.

Tensiunea electromotoare indusa in spirele bobinei: $U_T = Blv$

in care: B – inductia camp.magn. creat de magnet. perman.

l – lungimea conductorului bobinei

v – viteza ansamblului mobil

Pt. o constructie data ➔ Bl = const. = K_T

C. Bucla de pozitie

Exista multe variante constructive.

Exemplu: solutie ce se bazeaza pe un traductor optoelectronic (fig.3-3)

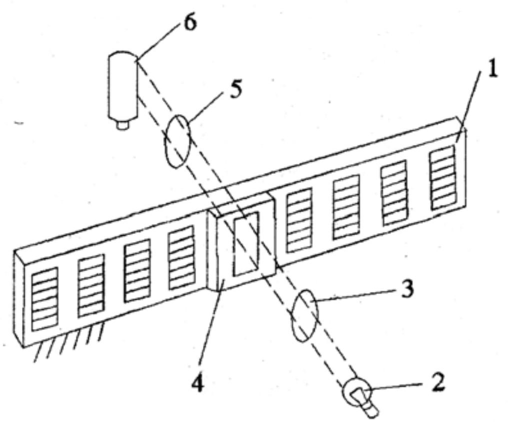


Fig. 3-3

1 – rigla (din sticla speciala, cu coefic.de dilatare apropiat de cel al ghidajului); are fante separate intre ele prin spatii opace, de latime egala; este fixata pe ghidajul motorului

- sistemul de citire (2-sursa de lumina;3-lentila pt paralelizarea fascicolului luminos; 4-diafragma cu fanta;5-obiectivul;6-fotodioda); este atasat ansamblului mobil

Comentariu:

- prin deplasarea ans. mobil si a sist. Optoelectronic prin fata fantelor practicate in rigla 1, fluxul luminos ajunge la fotodioda 6; la iesirea acesteia se produce un impuls de tensiune;
- deplasarea totala se evalueaza prin contorizarea impulsurilor;
- traductorul de pozitie este convertorul analogic-numeric (CAN) al unitatii de translatie.

D. Convertorul numeric-analogic (CNA)

CNA este un stabilizator de tensiune (fig.3-4):

- etaj tranzistorizat
- divizor de tensiune
- amplificator operational

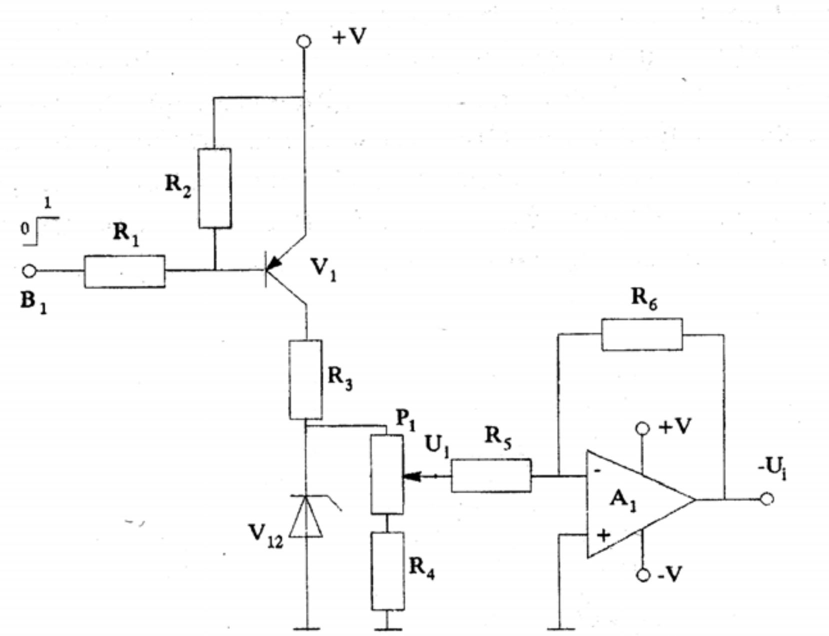


Fig. 3-4

Comentariu:

- stabilizarea este asigurata de dioda Zener V_{12}
- la functionare, cand pe baza tranzistorului V_1 apare „0” logic, acesta este polarizat direct, se deschide, si circuitul se inchide prin: +V, $+V_1$, R_3 ,V_{12} si masa; tensiunea la dioda V_{12} se culege de la divizorul de tensiune (format din potentiometrul P_1 si rezistorul R_4);
- regland potentiometrul se poate stabili la iesirea stabilizatorului o treapata de tensiune de referinta U_i , tensiune ce se compara cu reactia de viteza U_T .
- cand pe baza tranzistorului V_1 apare „1” logic (numaratoarele se blocheaza), la iesirea stabilizatorului tensiunea va fi zero.
- Amplificatorul operational A_1 legat la iesirea stabilizatorului de tensiune are rolul unui inversor, realizand urmatoarea functie:

$$U_i = -\frac{R_6}{R_5}U_i^{'} = -U_i\,,$$

astfel asigurand eroare amplificata pozitiva pentru etajul urmator

E. Amplificatorul de eroare si limitare de curent

In regim tranzitoriu (pornire, oprire, accelerare, franare) exista diferenta intre tensiunea de referinta U_i si tensiunea U_T (de la bornele traductorului de viteza); aceasta diferenta (eroare) este amplificata, realizandu-se si limitarea curentului.

Amplificarea erorii se poate realiza cu un amplificator operational A_2 , intr-un montaj ca in fig. 3-5:

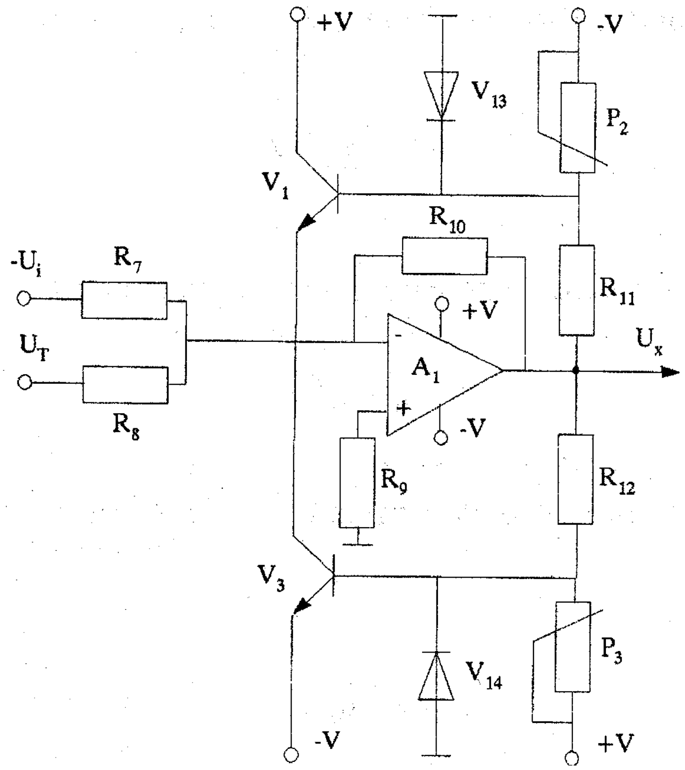


Fig.3-5

Comentariu:

- Tensiunea de iesire din amplificator: $U_x = K(U_i - U_T)$, K-factor de amplificare
- Limitarea curentului se asigura prin tranzistoarele V_2 (eroarea negativa) si V_3 (eroarea pozitiva);
- Erorile sunt cele mai mari in momentul pornirii: $U_x=KU_i$ si opririi: $U_x= -KU_i$, cand amplificatorul operational intra in saturatie; pentru a evita intrarea in saturatie se stabileste pragul superior de limitare la valoarea U'_H (fig.3-6)

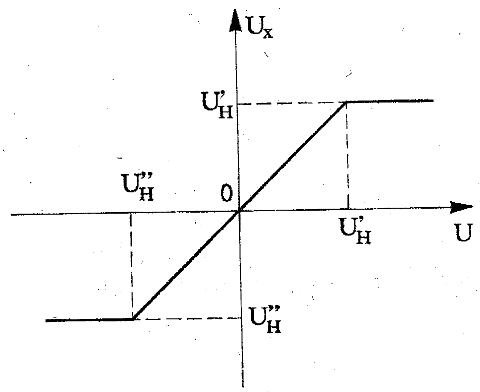


Fig. 3-6

- Divizoarele de tensiune P_2 , R_{11} , si P_3 , R_{12} servesc pentru reglarea pragurilor de limitare U'_H si U''_H .
- Diodele V_{13} si V_{14} previn polarizarea inversa a bazei tranzistoarelor.

F. Comanda prin latimea impulsurilor (PWM)

Comanda prin latimea impulsurilor este printre cele mai utilizate metode de reglare a vitezei motoarelor de curent continuu.

In cazul amplificatoarelor PWM, impulsurile aplicate indusului reprezinta trepte de amplitudine U si perioada T constante dar de latime variabila (t_1 , t_2 , ….) (fig.3-7)

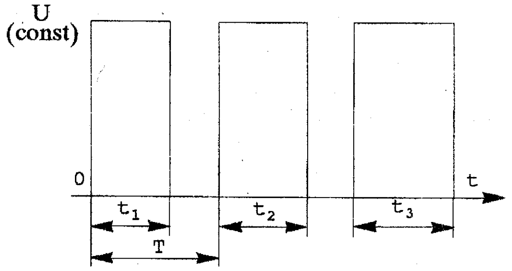


Fig.3-7

Comanda PWM in circuit inchis (fig.3-8) se bazeaza pe reactia negativa de curent. Latimea impulsului din comparator depinde atat de U_x cat si de valoarea curentului prin bobina motorului.

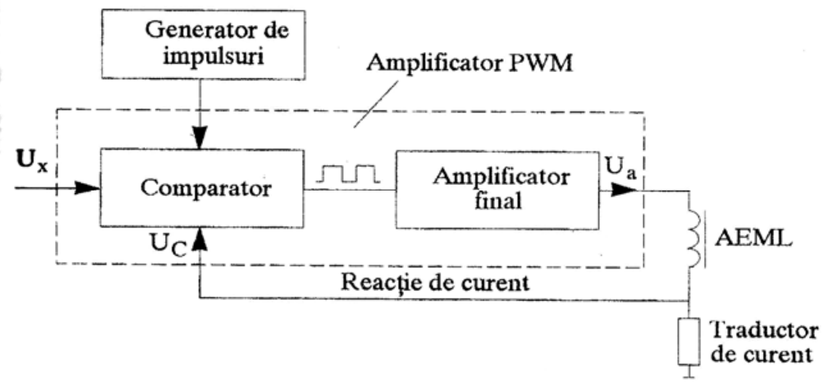


Fig.3-8

ACTUATORI PE BAZA DE ALIAJE CU MEMORIA FORMEI (AAMF)

Generalitati

- In engleza SMAA (Shape memory Alloy Actuators)
- Acest tip de actuatori au in structura unul sau mai multe elemente active, cu deformatie limitata, controlata, determinata de manifestarea efectului de memorare a formei (EMF – Shape memory effect)
- 1932 – EMF evidentiat pt prima data la un aliaj de Au-Cd de catre Arn Őlander
- 1950 – au prezentat in premiera un mecanism care încorpora un AAMF
- 1969-1975 ➔ cercetari in directia descoperirii de noi aliaje cu ac. proprietate
- In perioada urmatoare ➔ cercetari in directia dezvoltarii aplicatiilor si imbunatatirea caracteristicilor acestor materiale. ⟷ **NITINOL**

APLICATII (functie de rolul functional principal al elementului activ din AAMF)



Fig.3-1

Comentariu:

I. Elementul activ determina o miscare ca urmare a revenirii la forma memorata
II. Elementul activ este impiedicat sa-si modifice forma ➔o stare de tensiuni
III. Ac. aplicatii presupun un regim isotermic si implica stocarea unei energii potentiale, elementele active operand ca niste arcuri.
IV. Revenirea la forma memorata determina o miscare care trebuie sa invinga niste forte rezultand un lucru mecanic ➔ ACTUATORI

Obs: - exista nenumarate insitute de cercetare in domeniu;
- 1990 – cifra totala de afaceri in doemniul AMF era de 30 milioane dolari

EFECTUL DE MEMORARE A FORMEI (EMF)

A. Bazele fizice ale EMF

Definitie: *Memoria formei* *reprezinta proprietatea termomecanica a unor materiale, in special a unor aliaje, de a reveni la o forma si dimensiuni „memorate” ca urmare a*

Obs.:
- la multe aliaje (ex:otelul) transformarea martensitica nu este reversibila
- supunerea lor la solicitari peste limita de elasticitate determina deformatii permanente
- la AMF aceste fenomene nu se manifesta

Transformarea Austenita - Martensita

- ✓ martensita se formeaza prin racire, din faza precursoare, austenita
- ✓ transformarea martensitica este o tranformare fara difuziune, atomii rearanjandu-se intr-o structura cristalina noua, mai stabila, prin deplasari pe distante scurte, fara modificarea chimica a matricii
- ✓ odata cu scaderea temperaturii creste si volumul de martensita
- ✓ la o anumita temperatura martensita si austenita precursoare coexista.
- ✓ Din punct de vedere cristalografic, transformarea are 2 etape (fig.4-1):
  - a) **deformarea retelei cristaline** (miscari ale tuturor atomilor pe distante foarte mici, rezultand o structura martensitica) (fig4-1a): a_1 – structura cubica; a_2 si a_3 – trecerea catre structura romboidala, secifica fazei martensitice din a_4
  - b) **forfecarea retelei** (o etapa de acomodare) ce se poate realiza prin:
  - ⇒ b_1 – ALUNECARE (proces permanent)
  - ⇒ b_2 – MACLARE (reversibil) ➔ joac rol in EMF; o parte din cristal se reorienteaza in raport cu cealalta de-a lungul *planului de maclare* (imagine in oglinda); *macla* – partea rotita a cristalului; atomii nu parasesc pozitiile de echilibru stabil

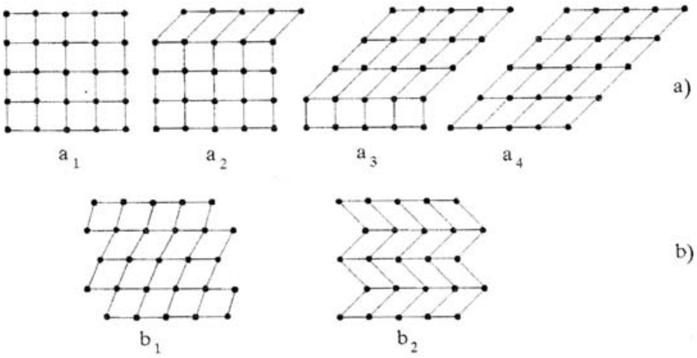


Fig.4-1

- ✓ Maclarea se realizeaza instantaneu si sub actiunea unor eforturi mai mici decat la alunecare
- ✓ La solicitari planele de maclare se misca usor, reultand o forma mai bine adaptata la solicitarea aplicata (fig4-2).; procesul este denumit demaclare si determina modificarea efectiva a formei

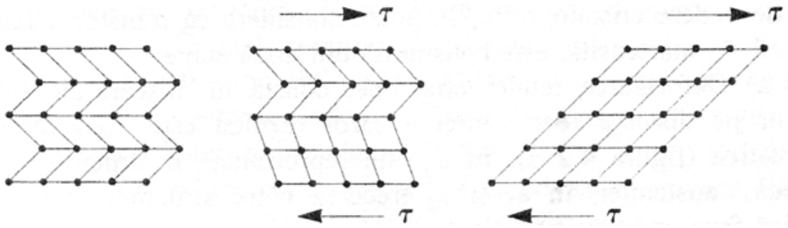


Fig.4-2

TRANSFORMARILE STRUCTURALE ASOCIATE EMF (FIG.4-3)

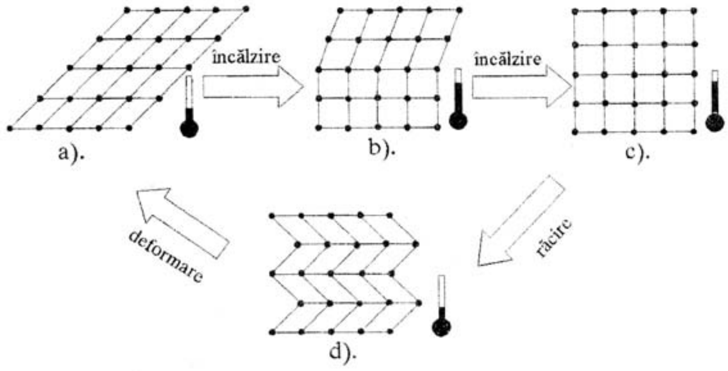


Fig.4-3

a – T < T_{faza} ➔ temperaturi la care are loc deformarea cu usurinta a elementului; reteaua este demaclata

b si c – T creste pana cand T > T_{faza} ➔ martensita si austenita coexista; datorita transformarilor structurale are loc revenirea la forma initiala (memorarea formei)

d - T < T_{faza} ➔ transformarea austenitei in martensita; materialul devine iarasi deformabil; reteaua cubica se „relaxeaza” la forma romboidala prin procesul de maclare; are loc revenirea la forma initiala (originala) cu o forta de cateva ori mai mare decat forta de deformare

Obs.:

- trecerile de la o faza la alta se produc intr-un interval de temperatura si in conditiile unui histerezis termic (fig.4-4)
- **M_s (martensite start)**– debutul transformarii martensitice la racire
- **M_f (martensite finish)** – transormarea este completa
- **A_s (austenite start)** – temperatura la care apar primele cristale de austenita
- **A_f (austenite finish)** – transformarea completa in austenita
- Intervalul de temperatura care caracterizeaza EMF este relativ restrans si depinde de natura materialului si conditiile de fabricare;
  Ex: diferente de 1% in dozarea Ni si Ti pot modifica temp.de transformare in intervalul (-100^{0}C si 100^{0}C)
- La majoritatea aliajelor utilizate la temperatura ambianta au T_{faza}=70^{0}C
- Aliajele cu T_{faza}=100^{0}C pana la 150^{0}C se racesc mai repede ➔ mai multe cicluri de incalzire-racire in unitatea de timp
- Aliajele cu T_{faza} < temperatura ambianta trebuie racite pt a ajunge in faza de relaxare

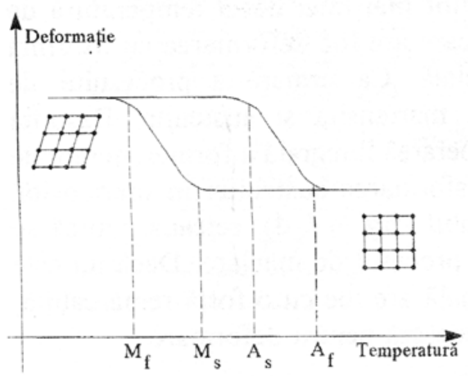


Fig.4-4

Dependenta forta-deformatie la un AMF (fig.4-5)

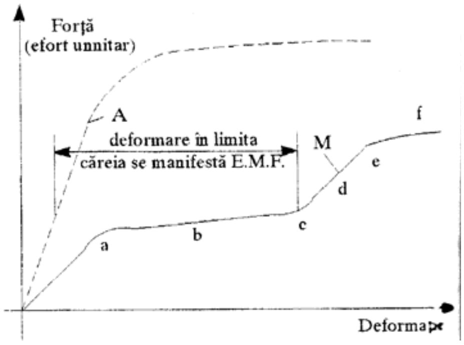


Fig.4-5

Comentariu:

a – punctul pana la care avem deformatie elastica a retelei maclate (solicitare aplicata in faza martensitica)

b – apare demaclarea, datorata cresterii solicitarii

c – din b, odata cu demaclarea apare si o deformare mare, ne-elastica, pana in c

d – pana la care se deformeaza elastic reteaua demaclata, o data cu cresterea solicitarii

e – apare deformarea plastica

f – apar deformatii remanente (apare alunecarea)

Efecte ce insotesc EMF:

- ✓ modificarea modulului de elasticitate (E) cu pana 30% din val.initiala (martensita are E mai mic)
- ✓ Se modifica rezistivitatea electrica, coeficientul de dilatarea termica, forta electromotoare, conductivitate termica, puterea termoelectrica, emisia acustica, limita de curgere, capacitatea calorica, caldura latenta de transformare
- ✓ Solicitarea mecanica favorizeaza formarea martensitei (solicitarea dtermina demaclarea retelei, fortand formarea martensitei direct din austenita la temp. mai mari decat A_f ➔ fenomenul de „stress induced martensite")

MEMORIA FORMEI **UNISENS** SI **DUBLU SENS**

In fig.4-6a ➔ EMF explicat prin analogie cu variatia rezistentei electrice la incalzire si racire

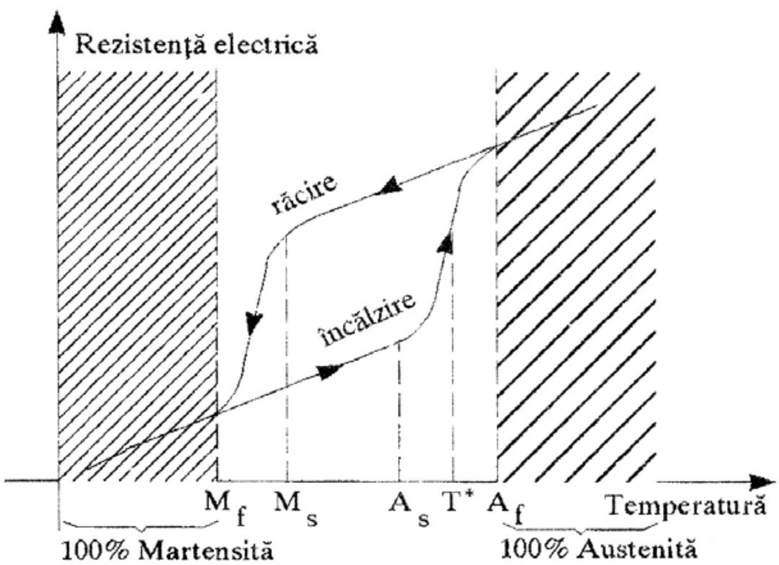


Fig.4-6 a

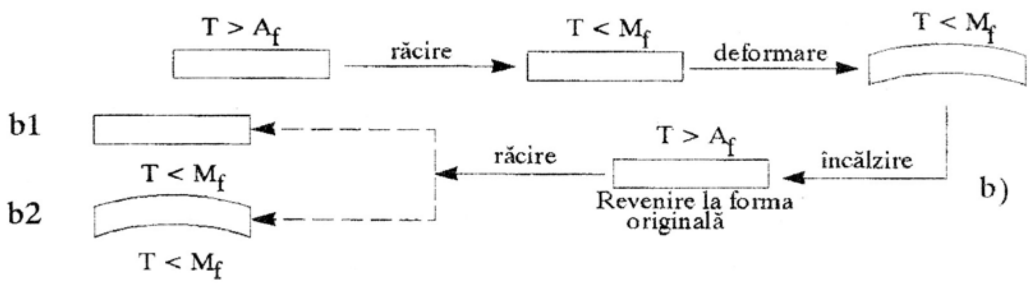


Fig.4-6b

Comentariu:

- Racirea de la o temperatura mai mare decat A_f la o temperatura sub M_f nu este insotita de modificarea formei (fig.4-6b)
- Deformarea realizata la $T<M_f$ se pastreaza daca elementul nu este incalzit
- Revenirea la forma „memorata” (originala) incepe de la $T=A_s$ si este completa la $T=A_f$
- La T=T* (punctul de inflexiune)➔este recuperata aprox. 50% din forma memorata

b_1) EMF UNISENS (ONE-WAY) – EMF poate fi reactivat printr-o noua deformare a probei adusa la $T<M_f$; revenirea la forma memorata are loc in limita unor deformatii de max.8%

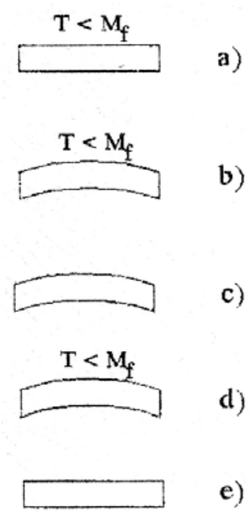
b_2)EMF DUBLU-SENS (TWO-WAY) – proba poate lua din nou forma deformata; revenirea la forma memorata are loc intr-o limita mai restransa decat la unisens.

METODE DE EDUCARE

(Metode de inducere a EMF sau de „antrenare”)

I. Cazul EMF unisens are urmatoarele etape (fig.4-7):

a – racire la $T<M_f$
b – deformare in forma
c - incalzire la temperaturi de recoacere , in dispozitive, pt a mentine elementul in forma ce se doreste memorata
d – racire sub M_f
e – deformare



Obs. – in urma racirii sub M_f (d), materialul poate fi foarte usor deformat (e); prin incalzire, elementul revine la forma in care a avut loc tratamentul de recoacere.
- in acest caz aliajul memoreaza doar forma corespunzatoare temperaturilor inalte dar dupa incalzirea ce determina revenirea la aceasta forma memorata „uita” forma corespunzatoare temperaturilor scazute

II. Cazul EMF dublu sens are urmatoarele etape (fig.4-8):

In ex. din fig.4-8a metoda de educare permite memorarea si a formei specifice temperaturilor scazute (din faza martensitica) ➔ educare prin supradeformare in stare martensitica.

Aliajule este racit sub M_f si apoi este deformat plastic, peste limita uzuala de deformare ce asigura recuperarea completa a formei memorate.

La incalzire in domeniul austenitei aliajul nu revine complet la forma initiala datorita deformarii excesive a martensitei.

La racirea ulterioara in domeniul martensitic aliajul devine spontan, partial la forma supradeformata.

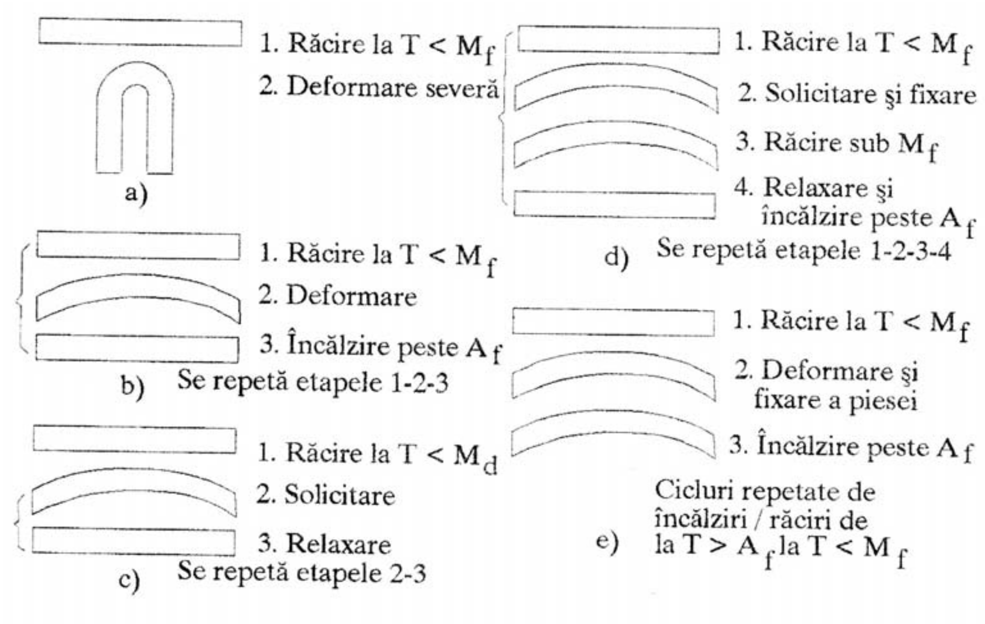


Fig.4-8

- **Fig.4-8 b :** ***Educarea prin cicluri racire-deformare-incalzire***
  Ciclurile cuprind : - racire sub M_f ,
  - deformare sub deformatia limita pt memorarea formei
  - incalzire pt revenire la forma originala

  Obs. – dupa 5-10 cicluri piesa isi va modifica spontan forma la racire catre forma Deformata
- **Fig.4-8 c** : ***Educare prin cicluri pseudo-elastice solicitare-relaxare***
  Sunt necesare 5-10 cicluri; consta in formarea ciclica a martensitei sub tensiune, ca urmare a solicitarii-relaxarii la o temperatura peste A_f , cat mai marela care structura este inca austenitica, domeniu in care aliajul are o comportare pseudo-elastica (sau superelastica)
- **Fig.4-8 d** : ***Educare prin combinarea ciclurilor de la ultimile doua procedee***
  Piesa este deformata in stare austenitica pt a produce o anumitade martensita apoi este racita sub M_f fiind fortata sa ramana la forma initiala de deformare, dupa care este incalzita pt a revenila forma memorata
- **Fig.4-8 e** : ***Educare prin cicluri termice ale martensitei* cu fixarea formei**
  Piesa este deformata sub M_f , producandu-se astfel martensita tensionata.
  Apoi este fixata in dispozitiv pt a mentine starea de deformatie si incalzita peste A_f . In continuare, temp. piesei este modificata de la $T<M_f$ la $T>A_f$ de un numar de ori, mentinand starea de deformatie.

CLASIFICAREA AAMF

Dupa modul in care este realizata incalzirea elementelor active din structura AAMF:

A) Actuatori **termici** – activarea (incalzirea) este determinata de temperatura mediului inconjurator; combina functia de senzor de temperatura cu cea de actuator.

B) Actuatori **electrici** – incalzirea se datoreaza efectului Joule, la trecerea curentului electric prin elementele active

Avantajele AAMF:

- ✓ Simplitate constructiva
- ✓ Performante functionale raportate la gabarit deosebite
- ✓ Nu necesita lubrifiere
- ✓ Silentiozitate in functionare
- ✓ Miscari generate lin, continue si variate
- ✓ Proprietati de biocompatibilitate
- ✓ Rezistenta mecanica si la coroziune a elementelor active
- ✓ Posibilitatea obtinerii de forte intr-o plaja mare
- ✓ Functionare fara a polua
- ✓ Rezolutie de pozitionare foarte buna
- ✓ Numar mare de cicluri de functionare
- ✓ Tensiuni mici de actionare (prin efect Joule)

Dezavantajele AAMF:

- ✓ Randament relativ scazut (obisnuit 3-5%; max. 10%)
- ✓ Frecventa scazuta a ciclurilor de incalzire-racire
- ✓ Influenta temperaturii mediului inconjurator
- ✓ Curenti de activare relativ mari
- ✓ Utilizarea de materiale speciale
- ✓ Complexitatea schemelor pt controlul precis

APLICATII CU AAMF

Domenii de aplicabilitate:

- ✓ Dispozitive si echipamente de protectie
- ✓ Instalatii pentru aer conditionat
- ✓ Industria auto si aero-spatiala
- ✓ Aparatura biomedicala
- ✓ Mini si microrobotica
- ✓ Microelectronica
- ✓ Biotehnologie
- ✓ Aparatura electrocasnica

Obs.: sunt utilizate in aplicatiile la care esentiala este miniaturizarea si nu randamentul

Aplicatii – Exemple:

1. Echipamente de protectie contra incendiilor– **supapa PROTEUS** (impiedica curgerea de gaz in caz de incediu) (fig.5-1)

1 - conducta de gaz; 2 – radiator; 3 – bila (blocheaza accesul gazului prin conducta, fiind impinsa de elementul 4 la cresterea temperaturii); 4 – confectionat din aliaj Cu-Zn-Al ;

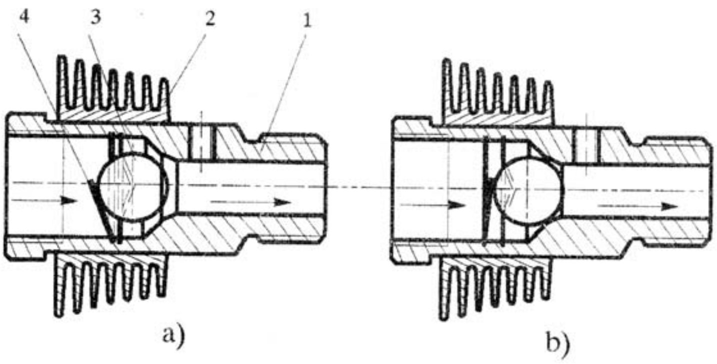


Fig.5-1

2. Microsupapa (fig.5-2) – rolul de a inchide si deschide un circuit pneumatic

1-corpul supapei (din siliciu); 2-membrana din AMF(element activ; grosime-2μm; viteza de raspuns-15 ms; diametrul-200μm; are memorate cele 2 pozitii, de inchidere si de deschidere); 3-element elastic; 4-fire conductoare pentru activare.

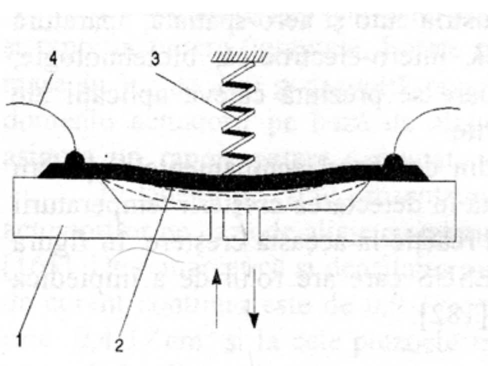


Fig.5-2

3. Microlamela (fig.5-3)
1- microlamela (aliaj Ni-Ti; gros.8-160µm; latime 50-95 µm; lungime 2-6mm);

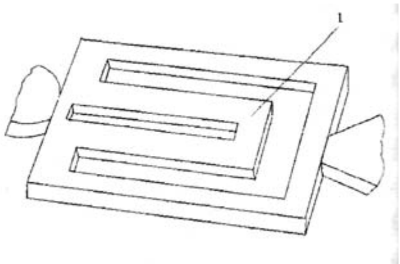


Fig.5-3

4. Microactuator (fig.5-4) –pt o micro-oglinda utlizata ca suport optic de stocare a informatiilor (100x95x6 μm^3)
1 si 1' – actuatori; 2-oglinda; 3-fascicul laser (incalzeste unul dintre microactuatori)

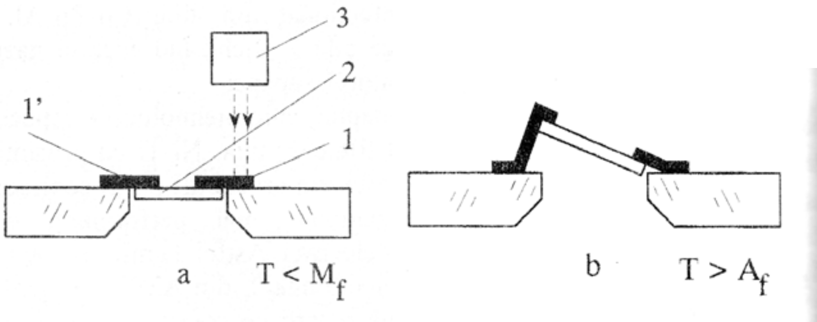


Fig.5-4

5. Microactuator in mini si microrobotica(fig.5-5)
Element activ tip banda (0,1x5x40 mm^3) –educate pt a memora cele doua forme din a; b-utilizare

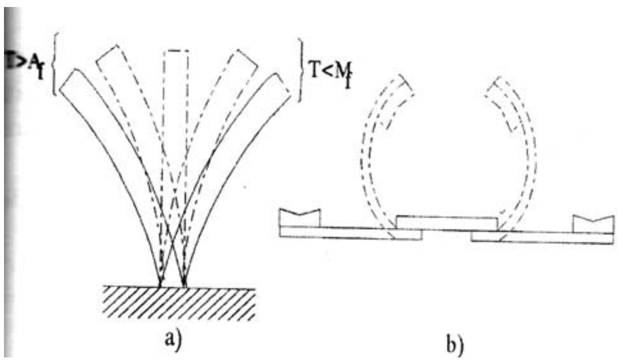
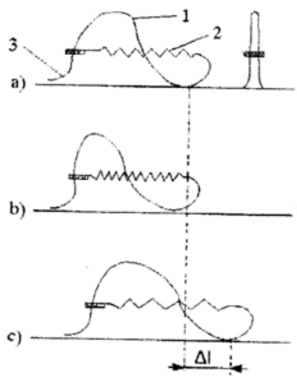


Fig.5-5

6. Minirobot cu deplasare asemenea insectelor (fig.5-6)

1-element activ din AMF ; 2 - arc elicoidal; 3-element de sustinere

Fig.5-6



7. Actuatori tip arc sau fir (fig.5-7) – utilizati la miniroboti vertebroizi sau endoscoape

1 – elemente active din AMF; 2 – element flexibil
a-doua grade de libertate; b-trei grade de libertate

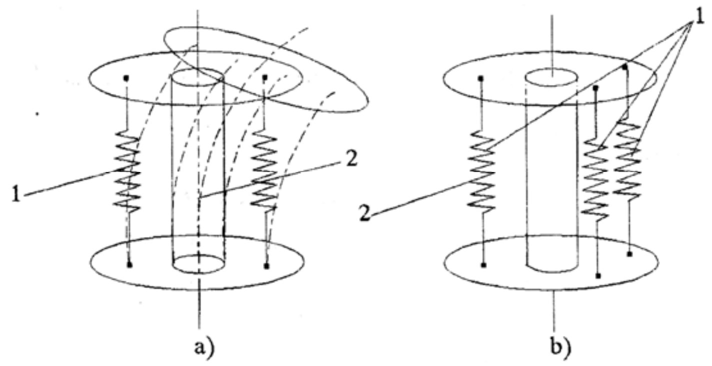


Fig.5-7

8. Microcateter (fig.5-8) – constructie modulara

4-fir; fiecare modul are in structura cate 3 fire in AMF(d=150μm), dispuse la 120^0; la incalzire, acestea se scurteaza, deteminand incovoierea tubului de diametru 2mm;

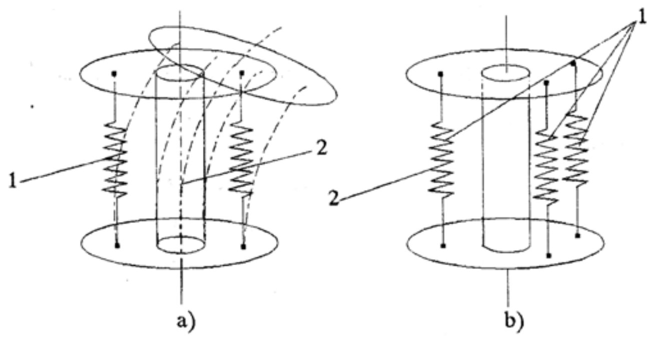


Fig.5-8

9. Minirobot de laborator (fig.5-9)

1 – actuatorul degetelor; 2 – fire ce actioneaza la nivelul cuplelor A si B; 5,6,7 – arcuri de readucere in pozitia initiala, in faza de racire

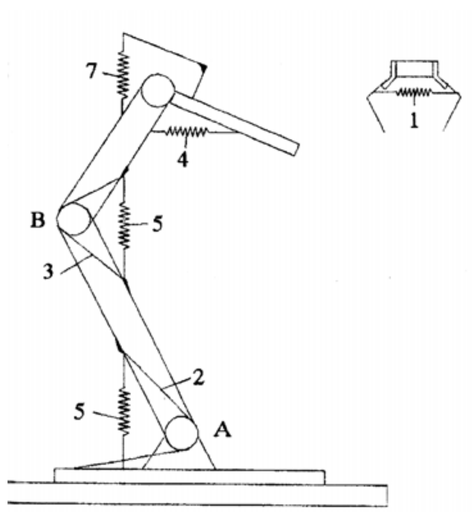


Fig.5-9

10. Robot pt inspectia interioara a tevilor de dimensiuni mici (fig.5-10)

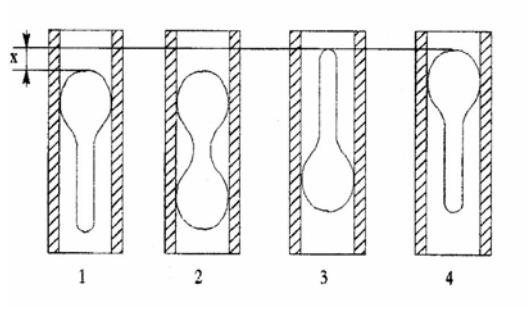


Fig.5-10

11. Deget articulat (fig.5-11)

1,2,3 – falangele degetului articulat; 4,5,6 – elementele active lamelare in forma de U

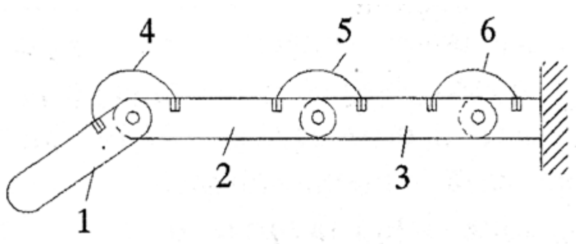


Fig.5-11

12. Tip de falanga (fig.5-12)

1 – elem. activ din Ni-Ti; 2 – falanga; 3 – arcuri de protectie a elem. active la suprasolicitare; 4 – jet de apa pt racire

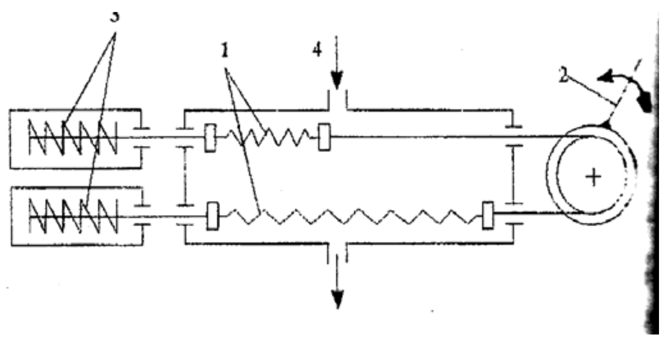


Fig.5-12

ACTUATORI ELECTROSTATICI (AE)

- ✓ Realizeaza conversia energiei electrostatice in lucru mecanic
- ✓ **Dezavantaje:**
  - necesita tensiuni de lucru mari ()100-150 V pt distante stator-rotor mici
  - precizie de executie mare a structurii mecanice (pt a evita scurtcircuitarea)
  - campul electric interactioneaza cu unele materiale, atrage impuritati din mediul de lucru➔elemente de izolare pt protectia circuitelor electrice
  - durata de viata relativ scurta datorita frecarii dintre elem.fixe si cele mobile

- ✓ Aplicatii ale microactuatorilor electrostatici: electronica, optica, aparatura de cercetare, calculatoare, echipamente periferice, aparatura video etc.

A. EXPLICAREA PRINCIPIULUI DE FUNCTIONARE

- **Principiu de functionare:** actuatorii electrostatici dezvolta forta utila datorita fortei de atractie electrostatice dintre doua corpuri incarcate cu sarcini electrice diferite.

- Fortele dezvoltate de AE (fig.6.1):

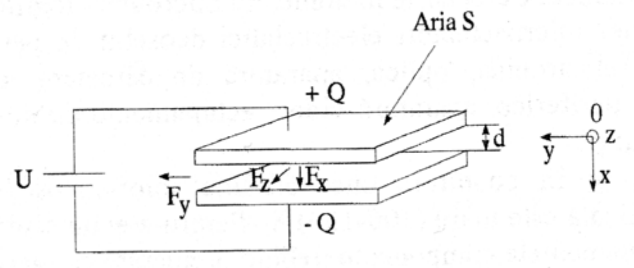


Fig. 6.1

$$W_e = \frac{1}{2} C U^2 , \qquad (1)$$

in care: W_e – energia campului electrostatic;
C – capacitatea
U – tensiunea aplicata

$$C = \frac{\varepsilon S}{d} = \frac{Q}{U} = \frac{Q}{Ed} \quad , \qquad (2)$$

in care: ε – permitivitatea mediului dintre electrozi
Q – sarcina electrica
E – intensitatea campului electric dintre armaturi

F_x , F_y , F_z – fortele dezvoltate pe cele trei directii:

$$F_x = -\frac{\partial W_e}{\partial x}; F_y = -\frac{\partial W_e}{\partial y}; F_z = -\frac{\partial W_e}{\partial z} \qquad (3)$$

A. Miscarea perpendiculara

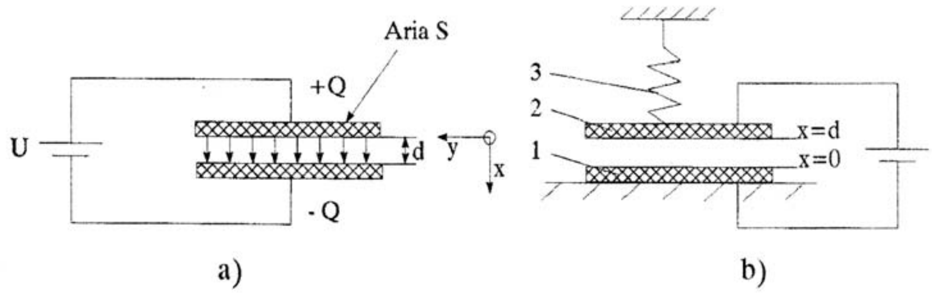


Fig. 6-2

- U – const.
- Deplasarea armaturilor numai pe axa x
- C = (εA)/d

$$F_x = \frac{1}{2}\frac{\varepsilon_{aer} S U^2}{d^2} \quad (4)$$

Comentariu:

- F_x nu este influentata de grosimea armaturilor si de volum ➔ posibilitati de miniaturizare a AE;
- Fig.6-2b ➔ modelarea printr-un sistem format dintr-o masa si un element elastic

- Caracteristica forta – deplasare pt AE, pt tensiunile $U_1 < U_2 < U_3$ (curbele 1,2,3) (fig.6-3)

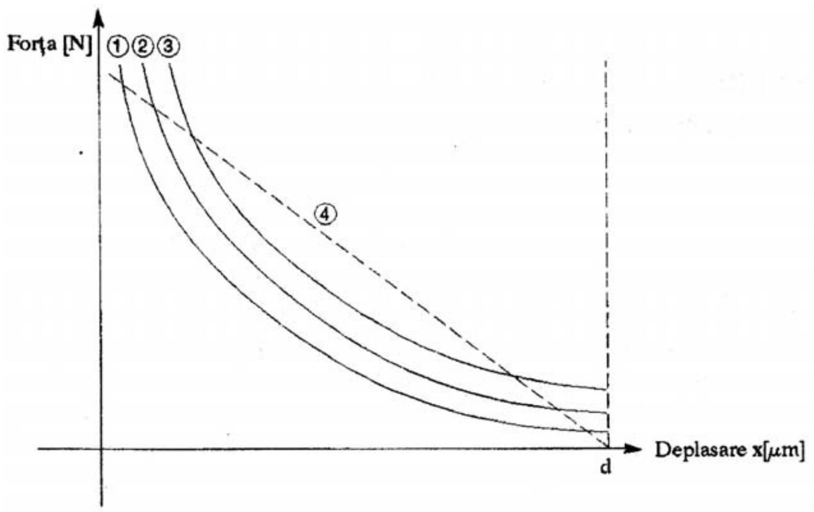


Fig.6-3

Energia totala a sistemului arc-actuator:

$$W_T = \frac{1}{2}k(d-x)^2 - \frac{1}{2}\frac{\varepsilon_{aer} S U^2}{x} \qquad (5)$$

Variatia acesteia pt o tensiune data U (fig.6-4):

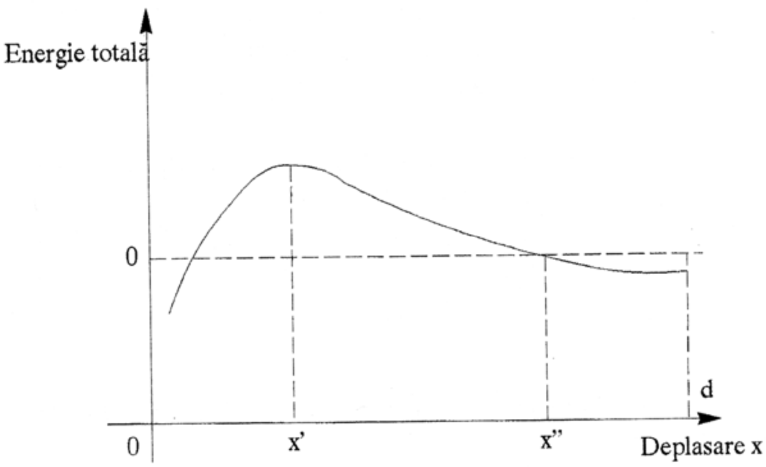


Fig. 6-4

B. Miscarea laterala (fig.6-5)

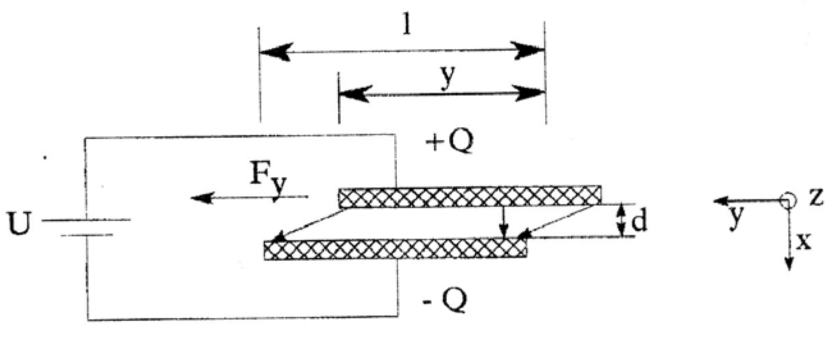


Fig. 6-5

$$C = \frac{\varepsilon_{aer} A}{d} = \frac{\varepsilon y z}{d} \qquad (6)$$

$$F_y = \frac{1}{2}\frac{\varepsilon_{aer} z}{d} U^2; y < l \qquad (7)$$

Comentariu:

- F_y nu depinde de y daca y<l sau y>l ; F_y =0 pt y=l ➔ daca 2 armaturi plane si paralele ale unui condensator sunt deplasate in lateral una fata de alta , ia nastere o forta paralela cu aceasta , care tendinta de a realinia armaturile.
- La AE, forta orientata dupa axa x are tendinta de a apropia rotorul (partea mobila) de stator (partea fixa) ➔ intre ele se interpune un element de distantare sau un dielectric

C. Miscarea dielectricului (fig.6-6)

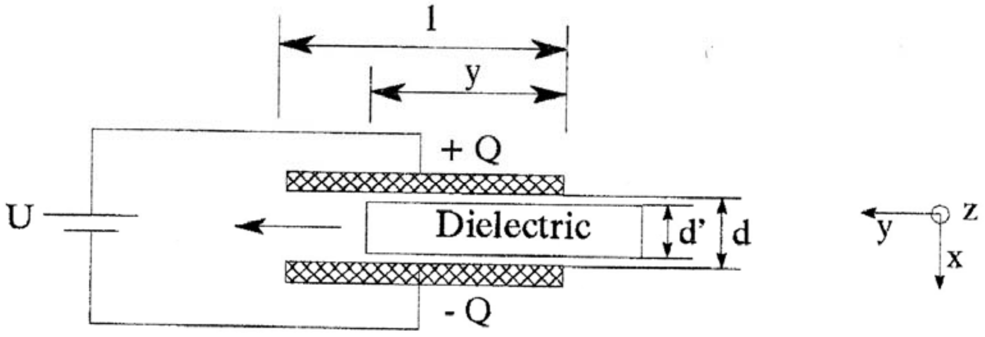


Fig.6-6

- Armaturile plane si paralele sunt fixate
- Dielectricul se misca in urma activarii
- In structura AE intra doi condensatori legati in paralel, cu capacitatea totala:

$C = C_1 + C_2$;

- Pt $d=d_1$ ➔ $W_e = \frac{1}{2}[\frac{\varepsilon_0 lz}{d} + \frac{(\varepsilon_d - \varepsilon_0)yz}{d}]$ (8)
- Rezulta $F_y = \frac{1}{2}U^2 \frac{(\varepsilon_d - \varepsilon_0)z}{d}$ orientata in sensul pozitiv al axei Oy (9)
- Fortele pe x se anuleaza reciproc

D. Miscarea combinata (perpendiculara si paralela) (fig.6-7)

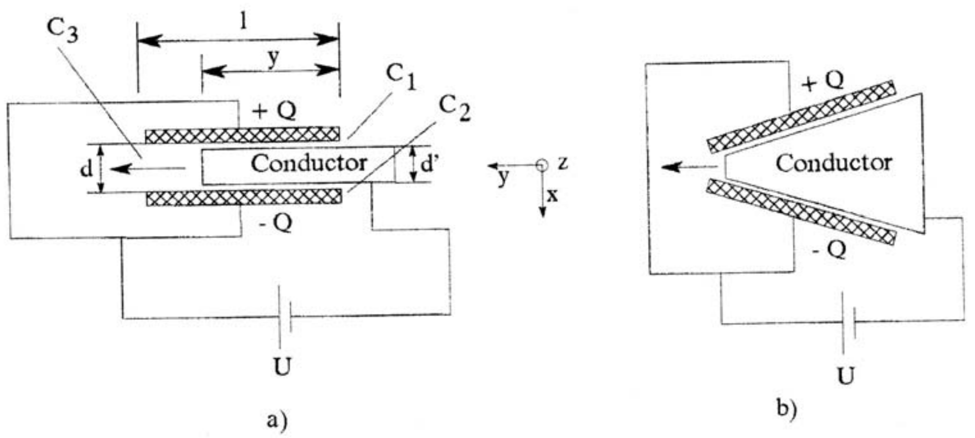


Fig. 6-7

Comentariu:

- Dielectricul inlocuit cu un element conductiv
- Conductorul are permisa miscarea doar pe Oy
- Aceasta structura presupune existenta a trei condensatori (C_1, C_2, C_3)

- $F_y = \frac{1}{2}\frac{\varepsilon_{aer} d'}{d(d-d')}U^2$ (10)
- Parametrul ajustabil este jocul dintre armaturi si conductor

ACTUATORI ELECTROSTATICI – EXEMPLE

1. Actuatori electrostatici liniari (fig.7-1)

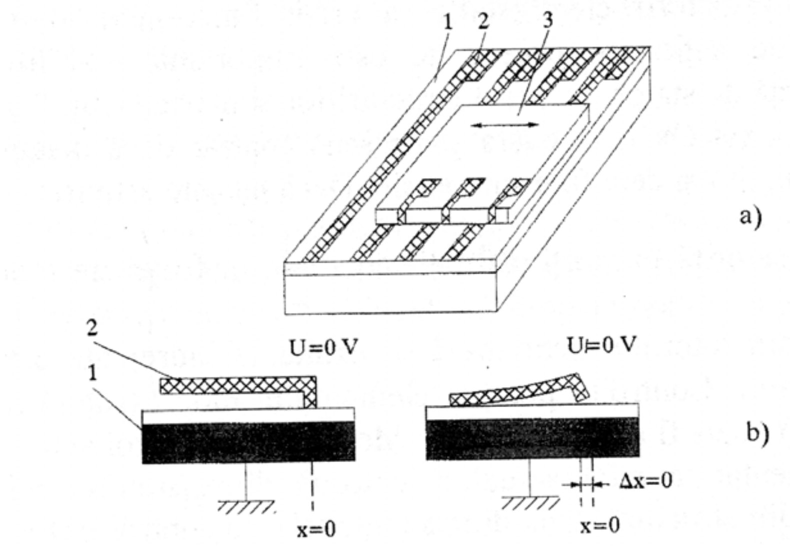


Fig.7-1

a) 1- stator; 2-benzi conductoare; 3-elem.mobil;
b) 1- elem.mobil; 2-statorul

2. Actuatori electrostatici rotativi (fig.7-2)

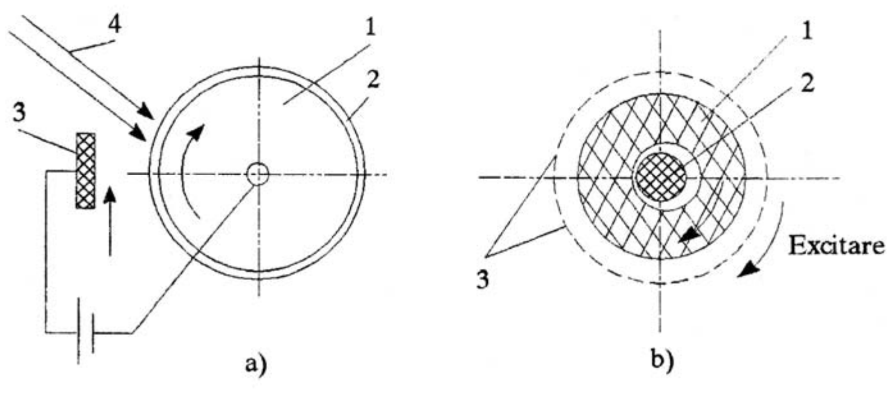


Fig.7-2

a) 1-roata conducatoare (din aluminiu); 2-strat de material fero-electric; 3-armatura; 4-iluminare (pt incalzirea locala a stratului 2);
b) Actuatori armonici: 1-rotor; 2-ax central; 3-electrod excitat;

3. Microactuatori cu miscare oscilatorie (structuri rezonante) (fig.7-3)

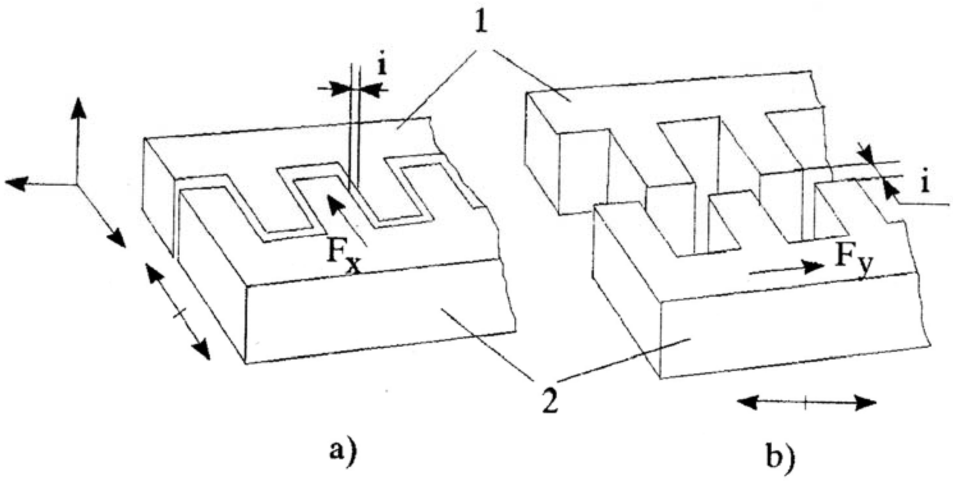


Fig.7-3

a) Structuri de tip „pieptene": 1-elem.fix; 2-elem.mobil
b) Aceeasi structura utilizata la actuatori rotativi

c) Micro-obturator electrostatic: 1-electrozi; 2-strat izolator de SiO_2 sau Si_3N_4; 3-substrat; 4-micro-arcuri de torsiune (fig.7-4):

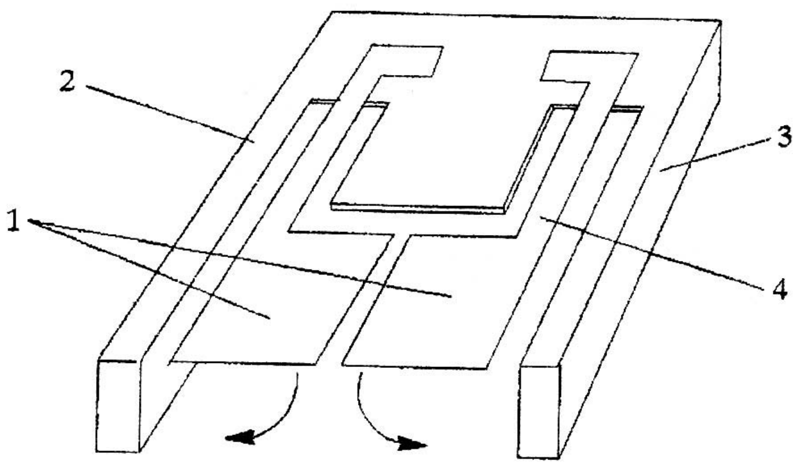


Fig.7-4

d) Fig. 7-5: 1 si 2 – doua camere concentrice; 3-orificii; 4-substrat:

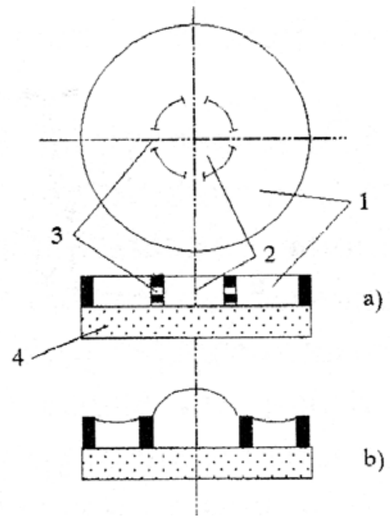


Fig.7-5

e) Fig.7-6 : 1-folie metalica mobila; 2 si 2" –straturi izolatoare; 3-electrod superior; 3' – electrod inferior;

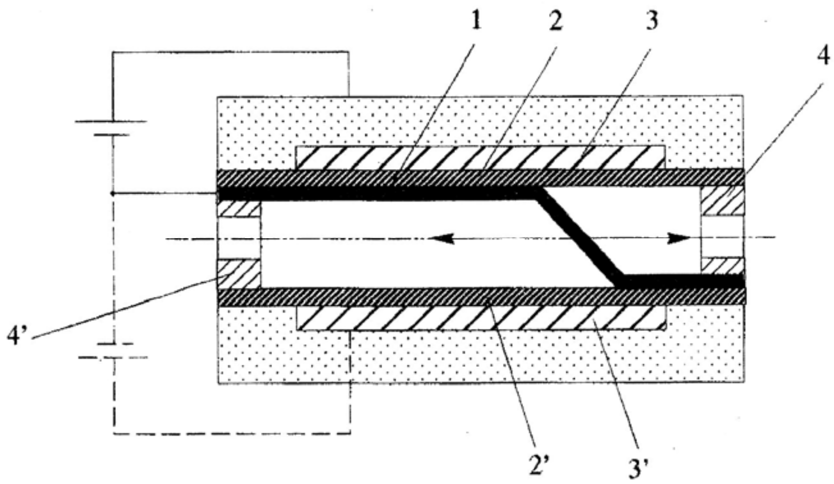


Fig.7-6

ACTUATORI PIEZOELECTRICI (APE)

- Sunt actuatori cu elemente active cu deformatie limitata, controlata
- Convertesc energia electrica in energie mecanica si invers prin efectul piezoelectric

- **Efectul piezoelectric (EP)**:
  - piezoelectric direct: aparitia unor sarcini electrice de polarizare pe fetele unor materiale cristaline cand asupra lor se exercita o ctiune mecanica;
  - piezoelectric invers: generarea de tensiuni mecanice sau miscare la aplicarea unui camp electric materialului cristalin

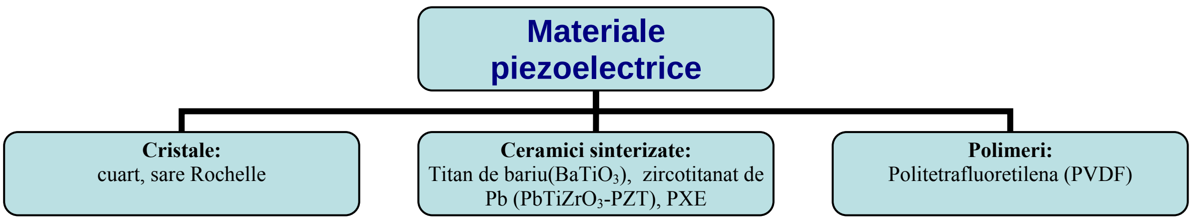
- **Aplicatii;**
  - mai intai sau utilizat cristalele naturale cu proprietati piezoelectrice (performante limitate) → detectorul ultrasonic de submarine, rezonatoare, stabilizatoare de frecventa, dispozitive de testare ultrasonica a materialelor etc.
  - dupa 1940 au aparut piezoceramicele
  - din anii 1980 au aparut aplicatii si in domeniul actuatorilor

- **Avantaje ale APE:**
  - precizie de pozitionare submicronica
  - raspuns rapid in timp (ordinul microsecundelor)
  - randament energetic in jur de 50%
  - domeniul intins al semnalelor electrice de intrare (de la 1 mV la 1kV)
  - dezvolta forte relativ mari
  - posibilitati de miniaturizare
  - integrare buna din punct de vedere energetic si informational
  - dependenda tensiune-lungime bine determinata
  - insensibilitate la mediul de operare

- **Dezavantaje**:
  - fragilitatea materialului piezoelectric
  - aparitia uzurii si oboselii datorate socurilor in functionare
  - necesitatea de a transforma vibratiile de inalta frecventa in miscare continua sau intermitenta

A. MATERIALE PIEZOELECTRICE

Obs.: EP este determinat de structura interna a materialelor; o conditie este lipsa *centrului de simetrie* (*materiale anizotrope*)



Obs.: din cele 36 de clase cristaline, 20 au aceasta proprietate

- **Tendinte :**
  - datorita neuniformitatii permitivitatii relative si a modulului de elasticitate ➔ noi materiale (ex: material dublu strat acoperit dintr-un strat de poliuretan si unul de polipropilena)
  - se utilizeaza din ce in ce mai mult materiale si cu efect piezo-optic (modific.indicelui de refractie sub actiunea unui forte) sau efect piezomagnetic (depndenta tensiunilor din material de proprietatile magnetice)
  - s-au elaborat materiale compozite, cu calitati piezoelectrice superioare

***Tabelul 1** Proprietăți piezoelectrice la T_{amb} (Bujoreanu, 2002)*

Nr. Crt.	**Materialul**	**Formula**	**T_C** ^0C	**P** C/cm^2	**d_{33}** 10^{-12} C/N	**g_{33}** 10^{-14} C/N	**ε**
1	Cuarț	SiO_2	573	-	-2,3	-57,5	4
2	Titanat de bariu (BT)	$BaTiO_3$	130	26	191	11,4	2000
3	Zircotitanat de plumb (PZT)	$PbTi_{0,48}Zr_{0,52}O_3$	386	-	223	39,5	1500
4	Zircotitanat de plumb şi lantan (PLZT)	$Pb_{0,88}La_{0,08}Zr_{0,35}Ti_{0,65}O_3$	65	47	682	20	3400
5	Fluorură de polivinililiden (PVDF)	$(CH_2\text{-}CF_2)_n$	41	-	30	200	15

Piezoceramicile sunt utilizate sub formă de foi subțiri, fibre sau benzi (Figura 3.1) care pot fi ataşate sau înglobate în structuri compozite sau stivuite pentru a forma actuatori piezostivă şi sunt cele mai populare materiale inteligente când vine vorba de probleme legate de control activ al zgomotului şi reducerea vibrațiilor

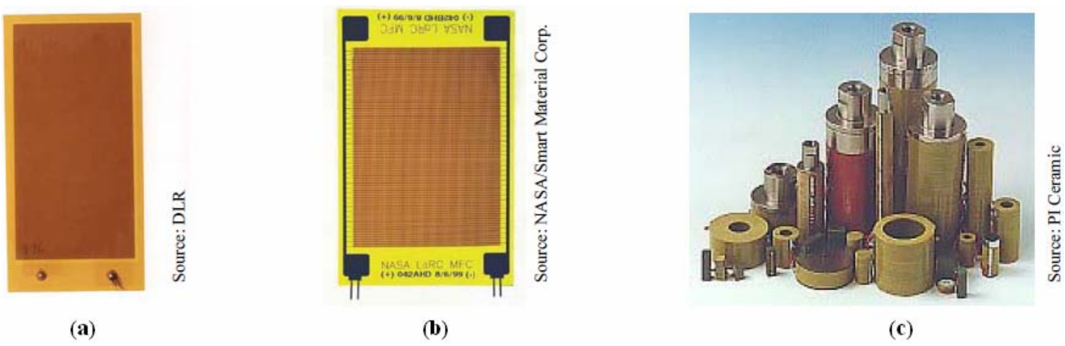


***Figura 1** Tipuri de actuatori piezoceramici: (a) actuator „patch”; (b) actuator din compozit macro fibră (MCF); (c) actuatori stivă (Monner, 2006)*

3.1.3 Configurații de actuatori piezoelectrici

Actuatorii piezoelectrici, liniari sau rotativi, cu mişcare continuă sau pas cu pas, pot avea în structură unul sau mai multe elemente active. Acestea pot fi sub formă de bare, lamele, tuburi sau plăci. Deformația lor controlată poate fi utilizată pentru antrenarea elementului mobil al actuatorului. De asemenea, elementul mobil poate fi antrenat prin intermediul unei unde călătoare, mişcarea fiind preluată prin contact sau prin formă. În acest caz, prin suprapunerea mai multor unde staționare generate controlat, în elementul activ ia naştere o undă călătoare ce provoacă o mişcare eliptică a punctelor în contact cu elementul mobil. Deformația elementelor active poate fi perpendiculară sau paralelă cu axa lor de polarizare. Elementele active din structura actuatorilor pot fi dispuse în diverse configurații, după cum ilustrează figura 3.2.

În actuatorii stivă elementele active pot fi lipite sau încleiate la temperatură ridicată având electrozi metalici depuşi pe ambele fețe. Forța dezvoltată ajunge până la 5 kN, la frecvențe de 50 kHz şi tensiuni de alimentare între 100 şi 300 V. Această variantă tehnologică de stivuire este recomandabilă la aplicațiile la care se cere o rigiditate mare. Dacă sunt necesare deplasări mari în condiții de gabarit redus, stivuirea se realizează alternativ prin depunere termică de straturi subțiri din material piezoelectric şi material pentru electrozi, obținându-se aşa numiții actuatori multistrat (Mătieş, 2000).

Elementul activ într-un actuator bimorf este format din două lamele piezoelectrice lipite între ele şi alimentate cu tensiuni egale şi de semn contrar. Ca urmare, are loc contracția uneia dintre plăci şi extensia celeilalte, întregul ansamblu curbându-se. Deplasarea capătului liber al elementelor bimorfe încastrate la un capăt este proporțională cu tensiunea de alimentare, dimensiunile lamelelor şi caracteristicile lor de material. Cursele sunt de ordinul milimetrilor însă forțele sunt relativ scăzute (~0,5 N). Forța poate creşte semnificativ dacă se inserează o lamelă metalică între cele două lamele piezoelectrice. De asemenea, un reazăm suplimentar plasat la jumătatea lungimii lamelelor determină dublarea forței la capătul liber (Mătieş, 2000).

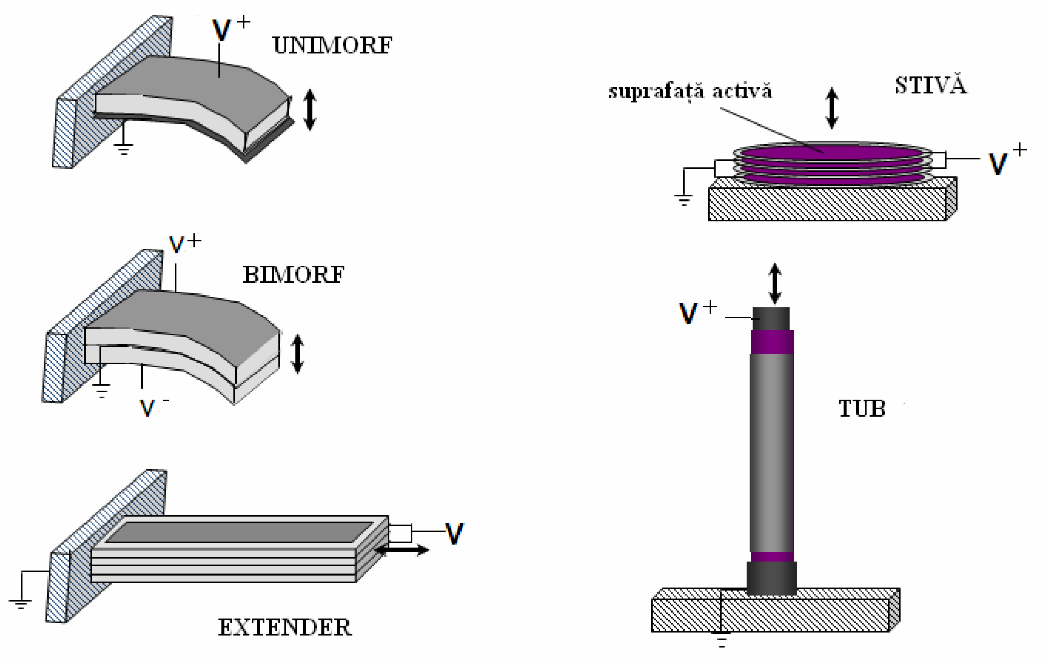


Figura 3.2 *Principalele configuraţii de actuatori piezoelectrici*

În figura 3.3 sunt ilustraţi actuatori multistrat realizaţi de NEC TOKIN în anul 1985. Seria AE sunt actuatori multistrat acoperiţi cu răşină şi fabricaţi folosind materialul NEPEC. Seria ASB sunt plasaţi într-o carcasă metalică şi seamănă cu nişte şuruburi. Carcasa metalică le oferă o rezistenţă excelentă la variaţiile condiţiilor de mediu (umiditate, etc.), fiind foarte utili în echipamentele industriale.

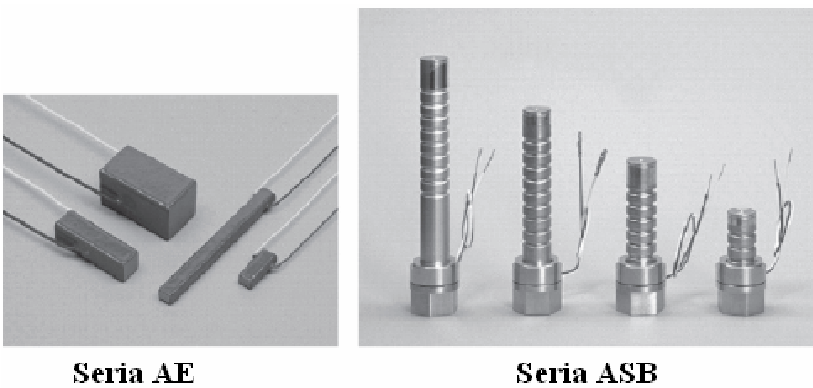


Figura 3.3 *Actuatori multistrat dezvoltaţi de NEC TOKIN*

În afară de configuraţiile ilustrate în figura 3.2 mai există şi aşa numitele modele hibrid, care conţin o serie de metode ce sporesc deplasarea actuatorilor piezoelectrici. Aceste modele se pot împărţi în cinci grupuri:

- Sisteme pârghie
- Sisteme hidraulice
- Sisteme de transfer de impuls

- Sisteme de integrare
- Sisteme compozite

Sistemele pârghie utilizează pârghii de diferite dimensiuni pentru a mări deplasarea. Forța dezvoltată de un astfel de sistem este mai mare decât forța elementului activ din structura lui. În sistemele hidraulice amplificarea este obținută, de obicei, cu un piston şi un ansamblu de țevi. În sistemele de transfer de implus amplificarea se bazează pe deformarea rapidă a dispozitivului multistrat. În sistemele integrate amplificarea deplasării se obține prin mai mulți paşi. În această categorie intră motoarele ultrasonice şi cele de tip „inchworm". Sistemele compozite care combină mai multe modele de bază intră şi ele în categoria modelelor hibride (Lind şi colab., 1998).Alte metode de amplificare a deplasării actuatorilor piezoelectrici, în sistemele micromecanice, presupun utilizarea unui sistem de pârghii elastice, obținut prin tehnica LIGA.

3.1.4 Aplicațiile actuatorilor piezoelectrici

Încă din 1973, IBM a dezvoltat o nouă categorie de generatoare de energie mecanică,numite motoare piezoelectrice, utilizate în principal domeniul tehnicii de calcul. Dintre acestea, cele mai larg răspândite sunt motoarele piezoelectrice cu deformație alternativă (ondulatorie) la rezonanță, numite uzual *motoare ultrasonore*. Pe de altă parte, motoarele cu deformație unidirecțională, utilizează, în special, materiale electrostrictive. Principiile constructiv-funcționale ale motoarelor ultrasonore sunt ilustrate în figura 3.4.

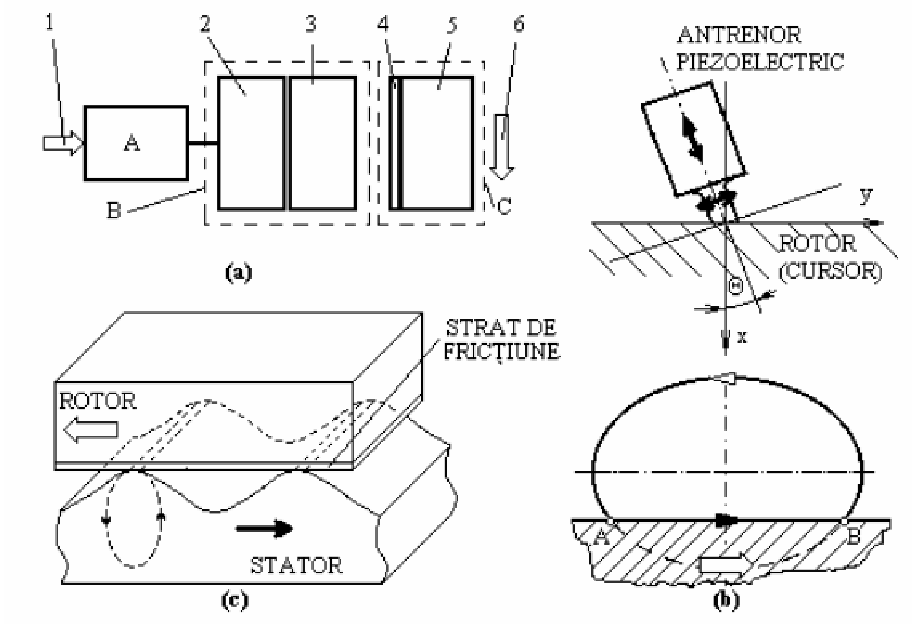


Figura 3.4 *Scheme de principiu ale motoarelor piezoelectrice ultrasonore: (a) principiul constructiv-funcțional general al unui motor cu subansamblele: A – sursăde curent de înaltă frecvență, B – vibrator, C – cursorsau rotor; 1 – semnal electric de intrare, 2 – antrenorpiezoelectric, 3 – piesăelastică, 4 – stratde fricțiune, 5 – piesăelastică de rotație sau translație, 6 – lucrumecanic dezvoltat; (b) motor cu undă staționară: schema de principiu şi traiectoria descrisă de capătul antrenorului piezoelectric; (c) motor cu undă deplasabilă (Bujoreanu, 2002)*

Mişcarea într-un motor ultrasonor se realizează prin intermediul stratului de fricțiune al cursorului sau rotorului, frecarea fiind unicul mod de a transmite mişcarea între stator şi rotor. În cazul motorului ultrasonor cu undă staționară (de tip „ciocănitoare") din figura 3.4 (b), capătul activ al antrenorului piezoelectric generează o mişcare eliptică plană. Vibrațiile axiale şi transversale ale antrenorului sunt parțial limitate de rotor (cursor), ceea ce produce încovoierea. Capătul activ al antrenorului este astfel poziționat încât pe porțiunea AB se deplasează cu frecare pe suprafața rotorului (cursorului) iar pe porțiunea BA pe elipsă (adică în gol). Ansamblul este astfel reglat încât cele două piese ating frecvența de rezonanță iar motorul sau cursorul este deplasat în direcția săgeții goale, imprimându-i-se un cuplu de rotație sau respectiv un „şoc liniar" unidirecțional intermitent.Motoarele ultrasonore rotative cu undă staționară, cu vibrator piezoelectric cilindricşi discuri profilate, pot dezvolta turație maximă de 600 rot./min şi cuplu de 1 mN·m la o frecvență de 160 kHz.Motoarele ultrasonore liniare cu undă staționarăpot avea diverse forme de vibrator (de exemplu în formă de „π"). Motoarele ultrasonore cu undă staționară au cost redus şi randament ridicat însă controlul sensului de mişcare se realizează cu dificultate.În motoarele ultrasonore liniare cu undă deplasabilă (Figura 3.4 (c)), unda deplasabilă este generată prin suprapunerea a două unde staționare cu o diferență de fază de 90^0 în timp şi spațiu. Mişcarea eliptică a particulelor de pe suprafața statorului are sens opus celei de deplasare a undei, rotorul deplasându-se în sensul marcat de săgeata goală. Câteva exemple reprezentative de motoare ultrasonore din cele două categorii sunt prezentate de Bujoreanu (2002).Principalele avantaje ale motoarelor piezoelectrice ultrasonore sunt: (i) viteză redusă şi cuplu mare; (ii) nu necesită mecanisme reductoare, deci nu produc zgomot şi ocupă spațiu mai puțin; (iii) nu sunt influențate de radiații sau câmpuri magnetice; (iv) au raport putere/greutate foarte ridicat; (v) randament mare şi (vi) construcție compactă (Bujoreanu, 2002).

Figura 3.5 ilustrează două sisteme hibride care se bazează pe capacitatea fluidelor de a redirecționa undele de presiune aplicate de la exterior. Traductorul flexiotensional din figura 3.5 (a), utilizat ca hidrofon piezoelectric, include doi

electrozi metalici cavi (2) care conțin două pungi cu aer, localizate pe suprafața de contact cu discul din PZT (1). Atunci când sunt supuşi la tensiune hidrostatică (reprezentată prin săgeata goală) produsă de undele sonore care se deplasează prin lichidul înconjurător, electrozii transformă o parte din componenta axială a efortului unitar în componente radiale (marcate prin săgețile pline) şi tangențiale apreciabile. Prin urmare, produsul dintre coeficientul piezoelectric (*d*) şi coeficientul de tensiune (*g*) devine de cca. 250 ori mai mare decât la PZT. Actuatorul hidraulic cu deplasare mare din Figura 3.5 (b), conține un inel din PZT (1), umplut cu fluid, pe ale cărui suprafețe interioară şi exterioară sunt aplicați electrozi. La aplicarea tensiunii electrice cilindrul din PZT se contractă, prin efect piezoelectric invers, comprimând fluidul care deplasează pistonul (5) pe direcție axială marcată prin săgeata goală. Dimensiunile cilindrului din PZT sunt h=3,18 mm şi l=38,1 mm, raza inferioară fiind de 22,22 mm. În aceste condiții, deplasarea pistonului poate atinge cca. 0,8 mm, la o tensiune electrică aplicată de 3 kV (Bujoreanu, 2002).

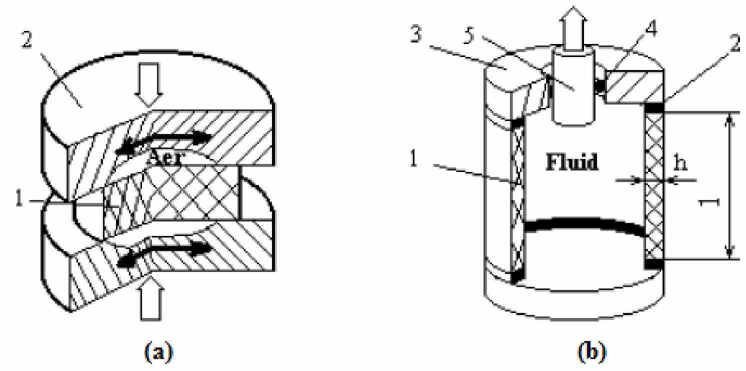


Figura 3.5 *Traductoare care se bazează pe capacitatea fluidelor de a transmite deformațiile între actuatorii piezoceramici şi elementele active: (a) traductor flexiotensional utilizat ca hidrofon piezoelectric:1 – discdin PZT, 2 – electrozimetalici cavi; (b) actuator hidraulic cu deplasare mare: 1 – ineldin PZT, 2 – suspensieelastică de etanşare, 3 – capac, 4 – garnitură, 5 – piston(Bujoreanu, 2002)*

Alte mecanisme flexiotensionale folosite pentru a amplifica deformația elementelor piezoelectrice din PZT sunt actuatorii „Moonie", „Cymbal" (Dogan, 1994, 1997) şi RAINBOW (Haertling, 1994). Datorită densității sale reduse şi a design-ului extraplat, actuatorul RAINBOW este utilizat ca difuzor în interiorul aeronavelor.

Recent, Ueda şi colaboratorii (2010) au dezvoltat un concept de actuator „celular" care poate fi folosit ca muşchi artificial în dezvoltarea de roboți biomimetici. Actuatorul înglobează o metodă nouă de amplificare a deformației, folosind un mecanism multistrat în serieîn formă de romb (Figura 3.6 (a)), care permite o creştere

exponențială a deformației prin structura celular-ierarhică. Prototipul a arătat o deformație de 21% şi o forță de 1,7 N (Figura 3.6 (b)).

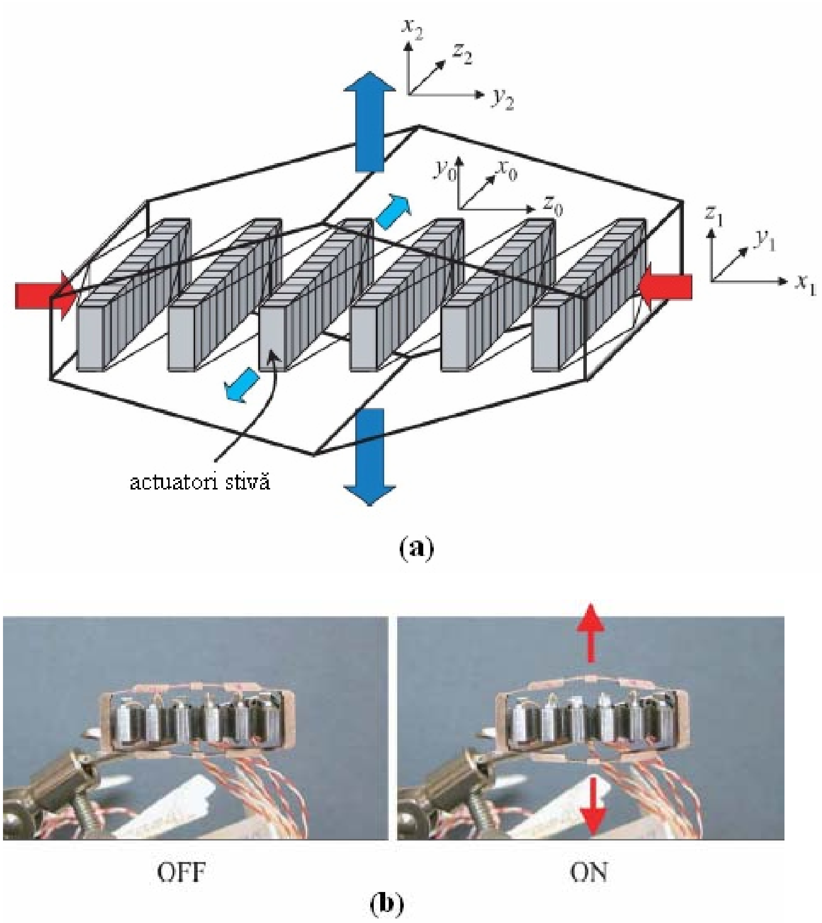


Figura 3.6*(a) structura rombică în serie propusă pentru amplificarea deformației; (b) deformația prototipului atunci când toți actuatorii din cele şase straturi sunt activați (Ueda şi colab., 2010)*

Principiul de funcționare al unui motor piezoelectric liniar numit motor „inchworm” este ilustrat în figura 3.7, în care mişcarea de-a lungul tijei se realizează prin utilizarea a trei piezoelemente.Elementele exterioare acționează ca nişte cleme, în timp ce elementul central creează mişcarea în trepte de-a lungul arborelui. Atunci când se aplică o tensiune elementului 1, acesta va prinde arborele. Apoi, se aplică o tensiune elementului central care se deformează în paşi cu rezoluție nanometrică. În final, se aplică o tensiune pe elementul 3 şi se întrerupe tensiunea de pe elementul 1. Tensiunea este scăzută până când elementul 2 ajunge la lungimea sa inițială. Apoi, elementul 1 este prins, elementul 3 liber şi secvența începe din nou. Aceste motoare permit deplasarea într-un domeniu de viteze de la 4 μmm/s la 2 mm/s iar forța de propulsie ajunge la 1,5 N (Lind şi colab., 1998).

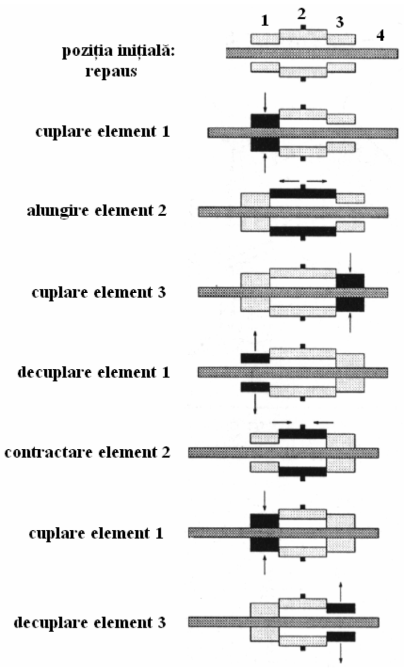


Figura 3.7 *Motor „inchworm" (Lind şi colab., 1998)*

În prezent, aplicațiile actuatorilor piezoelectrici se plasează între tendința de miniaturizare a acestora impusă de aplicații în domeniile microroboticii şi bioingineriei medicale pe de o parte, iar pe de altă parte tendința de creştere a dimensiunilor în acord cu cerințele aplicațiilor din domeniul aerospațial (Mândru, 2004). Unele din aplicațiile cele mai reprezentative ale actuatorilor piezoelectrici sunt sistemele de poziționare cu precizie ridicată, cu aplicație în astronomie, sisteme de testare a semiconductorilor, inginerie medicală, biotehnologie, telecomunicații sau imagistică (Pons, 2005).

Actuatorii piezoelectrici multistrat au fost utilizați pentru prima dată în industrie pentru control ultraprecis a debitului de masă în sisteme de fabricare a semiconductorilor (Figura 3.8). Folosirea actuatorilor piezoelectrici pentru acționarea diafragmei a făcut posibil un control mult mai precis şi mai rapid al debitului decât cu valvele electromagnetice tradiționale.

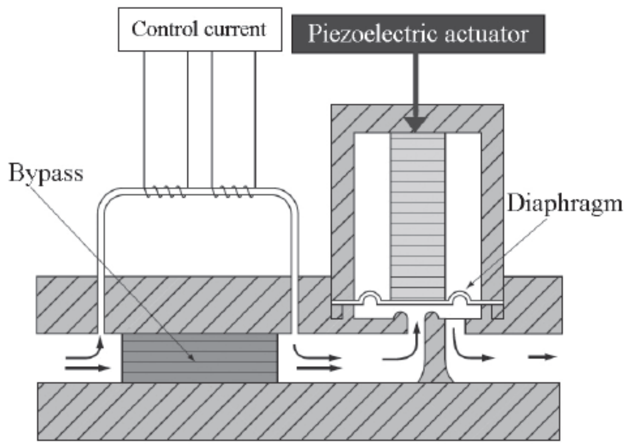
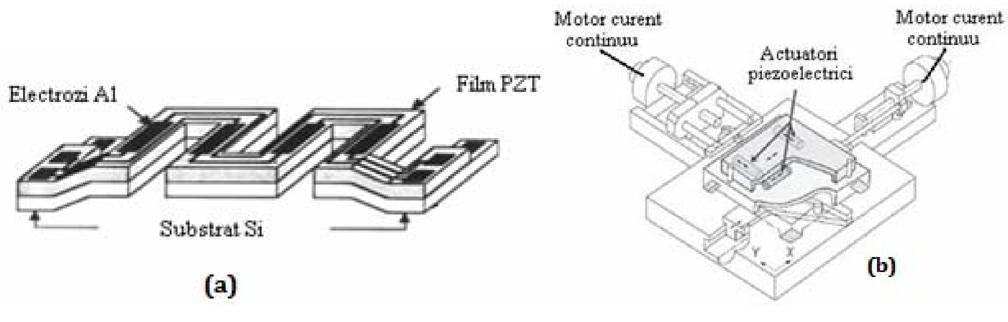


Figura 3.8 *Schița regulatorului de flux de masă(Mamiya, 2006)*

Ulterior, aplicațiile în domeniulsistemelorde fabricație a semiconductorilors-au extins, inclusivaplicațiiîn faza de controlprecis de poziție. Sistemul de micropoziționare din figura 3.9 (a) conține *n* elemente piezoelectrice conectate în serie din punct de vedere mecanic şi în paralel din punct de vedere electric. Polarizarea materialului piezoelectric reprezentat de un film subțire de ceramică piezoelectrică este alternantă, pentru a se obține o alungire respectiv contracție a barelor adiacente. Deoarece ambele capete sunt fixate pe substratul de Si, centrul sistemului va avea o deplasare de *n* ori mai mare decât variația lungimii unui singur element activ (Mătieş, 2000). Sistemul de poziționare de tip dual-stage din figura 3.9 (b) (Mamiya, 2006) utilizează motoare de curent continuu pentru realizarea unei poziționări grosiere a platformei mobile, după care poziționarea cu acuratețe ridicată este realizată de actuatori piezoelectrici. În figura 3.9 (c) este ilustrat sistemul de nanopoziționare Nexline, produs de Physykinstrumente.



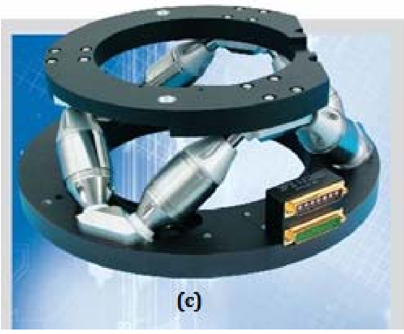


Figura 3.9 *(a) microsistem de poziționare; (b) sistem de poziționare dual-stage; (c) sistem de nanopoziționare Nexline*

O aplicație importantă a actuatorilor piezoelectrici o reprezintă microscoapele de forță atomică (AFM). Mecanismul de scanare din figura 3.10 pe bază de actuatori piezoelectrici are 3 grade de libertate controlate sub forma de translație. Caracteristicile de scanare sunt: cursa de scanare pe *xOy* este de 100 μm şi se realizează cu 8 actuatori APA50S; cursa de scanare pe *z* este de 8 μm şi se realizează cu un actuator piezoelectric cu prestrângere.

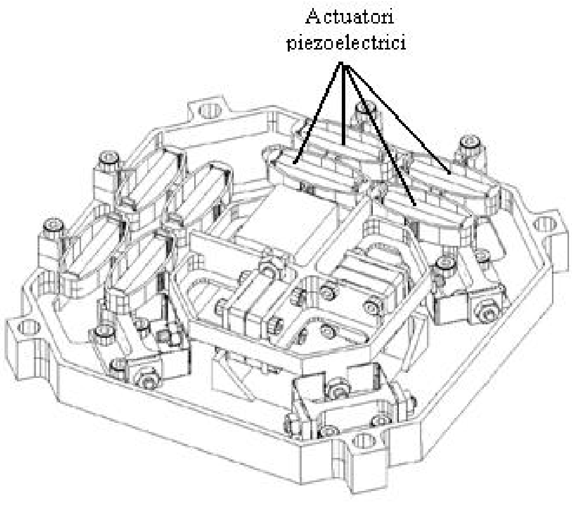


Figura 3.10 *Sistemul de poziționare al microscopului AFM Rosseta/Midas (Pons, 2005)*

La sfârşitul anilor 1990, actuatorii piezoelectrici au fost introduşi şi în domeniul optic. Figura 3.11 (a) ilustrează un sistem de aliniere a axei optice într-o fibră optică. Sistemul de aliniere constă dintr-un actuator piezoelectric cu o gaură în mijloc şi aliniază axa optică a fibrei optice introdusă la fiecare capăt.Rezoluțiile de deplasare sunt de ordinul nanometrilor (Mamiya, 2006). O altă aplicație este microîntrerupătorul optic din figura 3.11 (b) (Wang şi Liu, 2006). Sistemul este compus dintr-o microoglindă în formă de Y, cele două suprafețe pe care se realizează reflexia fiind înclinate la 45^0 față de orizontală, raza incidentă fiind reflectată pe aceeaşi direcție. La aplicarea unei deplasări în plan orizontal proporțională cu tensiunea aplicată

actuatorului, raza incidentă va cădea în mod analog pe partea stângă a oglinzii însă nu va mai fi reflectată pe acelaşi drum ca înainte datorită rotirii întregii structuri în jurul pivotului.

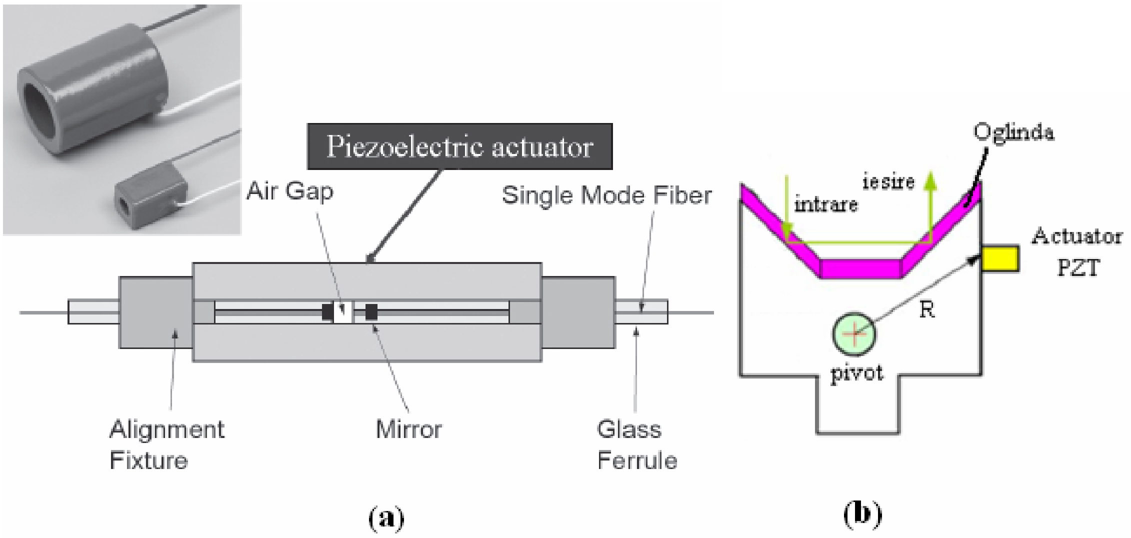


Figura 3.11*(a) mecanism de aliniere a axei fibrei optice (Mamiya, 2006); (b) microîntrerupător optic (Wang şi Liu, 2006)*

MINIMAN este un microrobot mobil cu 5 grade de libertate, capabil să se deplaseze şi să manipuleze microobiecte (Figura 3.12). Este echipat cu actuatori piezoelectrici tubulari multistrat care îi permit să obţină, în faza de manipulare, rezoluţii de poziţionare sub 10 nm şi în faza de deplasare, viteze de 3 cm/s. Microrobotului i se pot ataşa multe tipuri de instrumente de precizie (de exemplu: pensetă sau ace) care pot fi utilizate pentru manipularea, selectarea şi prinderea diverselor microobiecte.



Figura 3.12 *Microrobot MINIMAN (Institute for Process Control & Robotics) (Abadie, 2000)*

În figura 3.13 este ilustrată o micropensă piezoelectrică realizată în Laboratorul de Automatică din Besançon. Această micropensă este formată din două lamele de PZT care pot realiza deflexii de 40 μm la tensiuni de 70 V. Lamelele sunt lipite cu alamă pentru a se amplifica deformațiile. Fiecare lamelă a micropensei poate fi controlată într-o poziție cu o precizie de 10 nm. Fiecare din lamele poate fi folosită ca senzor de forță pentru controlul activ al presiunii de prindere.

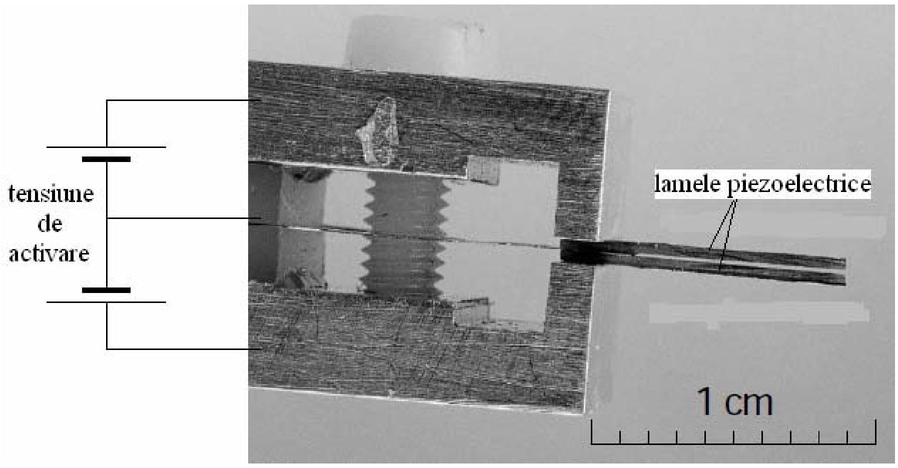


Figura 3.13 *Micropensă piezoelectrică (Laboratoire d'Automatique de Besançon) (Abadie, 2000)*

Actuatorii piezoelectrici sunt utilizați în mod curent pentru controlul vibrațiilor, atunci când nivelul acestora constituie o amenințare pentru integritatea ansamblului respectiv. O altă aplicație o constituie controlul complianței (care indică gradul de elasticitate şi este inversa rigidității) structurilor mari, atât terestre cât şi spațiale, pentru care s-a introdus termenul de *piezostructuri*.

Principalul efect al vibrațiilor constă din concentrarea periodică a tensiunilor care grăbeşte apariția fisurilor, din cauza ecruisării ciclice în regim dinamic. Prin încorporarea actuatorilor piezoelectrici, în acele zone ale materialului care prezintă cel mai mare risc de fisurare, s-a reuşit creşterea rezistenței la fisurare cu peste un ordin de mărime. Un astfel de exemplu îl reprezintă palele de elicopter care sunt supuse unui nivel foarte ridicat al vibrațiilor, mai ales mai ales în timpul zborului pe orizontală. Pentru a monitoriza continuu gradul de îndoire al elicei s-a introdus „controlul individual al palelor" prin intermediul actuatorilor de torsiune, după principiul schematizat în figura 3.14.

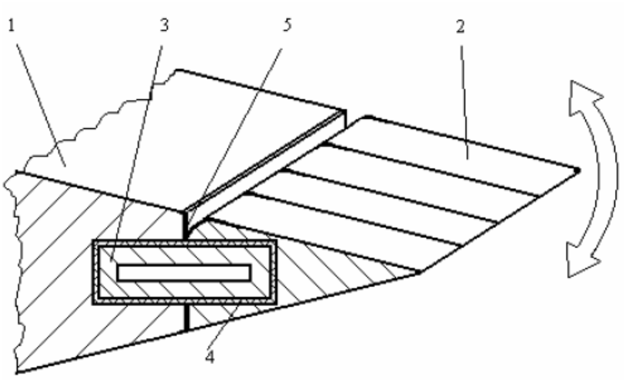


Figura 3.14 *Sistem de control aeroservoelastic individual, al palelor de elicopter, prin actuatori piezoelectrici de torsiune: 1-pală, 2-flaps, 3-grindă de material compozit, 4-actuator din piezocompozit cu electrozi intermediari, 5-articulație (Bujoreanu, 2002)*

Grinda din material compozit (3) este acoperită cu un strat de piezocompozit (4) obținut prin înglobarea fibrelor din PZT, dispuse la 45^0 față de axele de simetrie ale grinzii, într-o matrice epoxidică în care sunt incluşi şi electrozi interdigitali, pentru aplicarea tensiunii electrice de comandă. Actuatorul piezoelectric astfel obținut este jumătate înglobat în pala (1) şi jumătate în flapsul segmentat (2). Articulația (5) este plasată exact în punctul de rotație a flapsului. La aplicarea tensiunii electrice, la electrozi, actuatorul se torsionează, comandând răsucirea controlată a flapsurilor, ceea ce permite modificarea geometriei palei de elicopter, reducând nivelul vibrațiilor.

Park şi echipa lui (Moh şi colab., 2006; Wiguna şi colab., 2006; Heo şi colab., 2007) au dezvoltat actuatoriLIPCA (Lightweight Piezo-Composite Actuator) pe care i-au folosit pentru a propulsa roboți înotători şi zburători. Actuatorii au fost plasați la nivelul cozii, în cazul robotului peşte, şi la nivelul aripilor, în cazul robotului insectă. Viteza maximă cu care poate înnota un robot echipat cu actuatori LIPCA poate ajunge la 1,267 cm/s la frecvența naturală de 1,016 Hz. Robotul zburător poate dezvolta o bătaie din aripi cu o frecvență de la 5 la 50 Hz, în funcție de greutatea aripilor. Aripile au fost realizate dintr-un actuator piezoceramic încapsulat în straturi de sticlă/epoxi şi carbon/epoxi după cum arată figura 3.15(a). Performanțele acestui actuator s-au dovedit a fi superioare actuatorului THUNDER, care este tot un actuator piezoceramic format din plăci piezoceramice şi straturi metalice. În figura 3.15(b) este ilustrat dispozitivul robutul zburător.

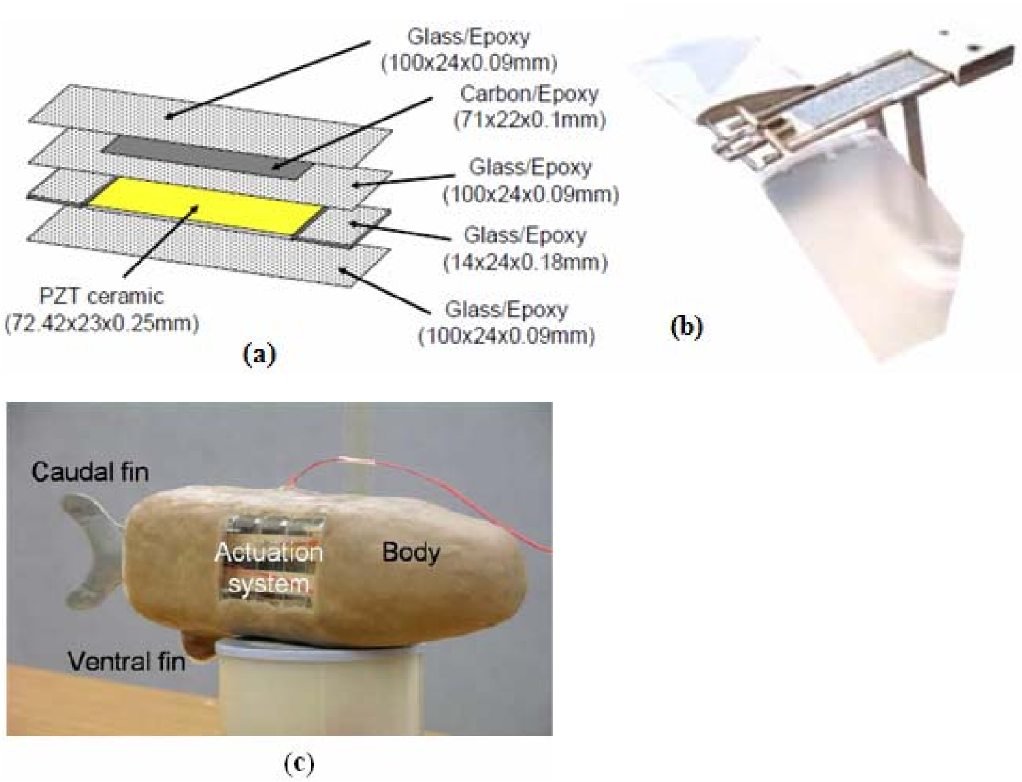


Figura 3.15 *Roboți zburători şi înnotătoripropulsați cu actuator LIPCA: (a) structura stratificată a actuatorului, (b) concept de robot zburător, (c) concept de robot peşte (Moh şi colab., 2006; Wiguna şi colab., 2006; Heo şi colab., 2007)*

Recent, Balasundaram (2013) dezvoltă un robot zburător insectă (Figura 3.16) folosind un compozit din fibre piezoelectrice. Acest material a fost dezvoltat de NASA Langley Research Center şi este produs de Smart Material Co.

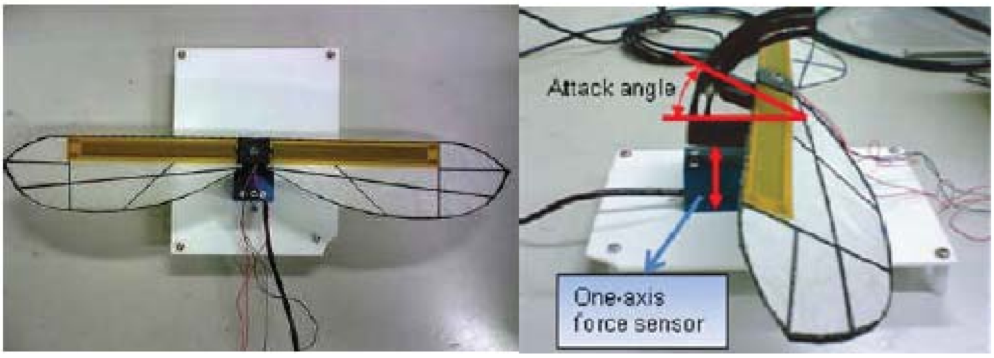


Figura 3.16 *Concept nou de robot zburător (Balasundaram, 2013)*

Alt domeniu de utilizare a actuatorilor piezoelectricieste controlul vibrațiilor, fiind reprezentat de structurile spațiale mari, cum ar fi antenele şi sateliții.

Antenelespațiale reprezintă instalații cu formă cvasi-statică, compuse din ansambluri de cabluri şi împletituri, cu o structură de susținere şi rigidizare. Deformarea lor se realizează prin intermediul unor brațe extensibile care se alungesc

pe direcție radială. Forma suprafeței antenei este deosebit de importantă deoarece influențează direct capacitatea de emisie-recepție a instalației. Din cauza suprafeței sale mari – o astfel de antenă are un diametru de deschidere de cca. 8 m – instalația captează o cantitate importantă de energie solară radiantă, care determină dilatarea ansamblului. Pentru controlul geometriei antenei se pot utiliza actuatori piezoceramici în formă de benzi, din PZT, care dezvoltă momente de încovoiere prin efect piezoelectric invers .

Aceleaşi probleme, legate de controlul geometriei şi amortizarea vibrațiilor, apar şi la celelalte structuri desfăşurabile din spațiul cosmic. Prin utilizarea unor elemente de rezistență, active, cu actuatori piezoelectrici înglobați, s-a reuşit controlul formei structurilor spațiale şi s-au redus duratele de reparație, în care astronauții erau nevoiți să iasă în spațiul cosmic. Astfel de soluții au fost utilizate la amortizarea activă a vibrațiilor din elementele flexibile ale sateliților în cadrul experimentului CASTOR (Caractérisation des Structures en Orbite) desfăşurat pe stația orbitală MIR. Sistemul de comunicații intersatelit prin fascicul laser, impune condiții extrem de riguroase, în legătură cu precizia de direcționare a fasciculului, toleranța deviației fiind de ordinul μrad. Cum la bordul sateliților există diverse motoare, chiar dacă sunt foarte bine izolate, acestea produc vibrațiice pot perturba buna funcționare a transmisiei prin laser şi trebuie deci amortizate. Utilizând sisteme de amortizare activă, cu actuatori şi senzori piezoelectrici distribuiți pe întreaga structură, s-a reuşit, de exemplu, în cadrul satelitului de comunicații ARTEMIS (Advaced Relay and Technology Mission) o reducere a nivelului vibrațiilor de până la 69 de ori (Bujoreanu, 2002).

În biomedicină, actuatorii piezoelectrici au găsit aplicație în construcția micropompelor pentru dozarea controlată a medicamentației. Micropompa din figura 3.17(http://www.ee.ucla.edu) este compusă din două camere de pompare separate, şi două membrane acționate cu ajutorul unor elemente piezoelectrice sub formă de disc, acționareafăcându-se cu un defazaj de 180^0 pentru a menține o uniformitate a procesului de pompare. Micropompa are dimensiunile 12×12×1 mm. În acest caz, alimentarea actuatorilor la o tensiune alternativă de 3V determină un debit al lichidului de 15 μl/sec, la o presiune maximă de pompare de 2.614 kPa, echivalentul a 0,267 m coloană H_2O. Pompa atinge performanțe maxime la o tensiune de 30V, determinând un debit de 50 μl/sec.

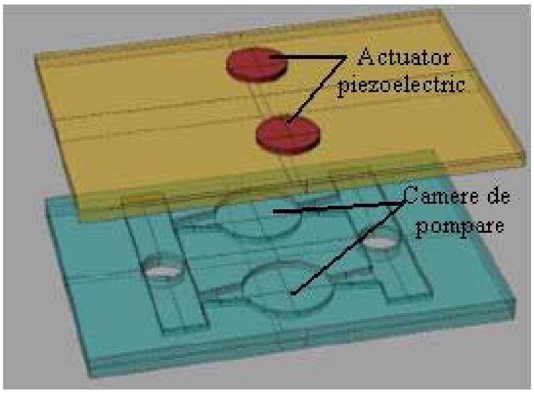


Figura 3.17 *Micropompă pe bază de actuatori piezoelectrici (Cosma, 2011)*

Alte aplicații ale actuatorilor piezoelectrici includ: controlul vibrațiilor la tăierea de precizie a metalelor, direcționarea, reducerea şi izolarea vibrațiilor la sistemele optice adaptive de tipul Telescopului Spațial Hubble, amortizarea activă a substratului tensionat, capetele magnetice ale aparatelor de înregistrare-redare a sunetului, capetele de imprimare ale imprimantelor cu jet de cerneală, sisteme de focalizare din cadrul aparatelor de fotografiat etc. (Bujoreanu, 2002). După anii 2000, utilizarea actuatorilor piezoelectrici în domeniul echipamentelor digitale a avansat rapid. Un exemplu este îmbunătățirea rezoluției camerelor CCD (Charge Coupled Device) prin tehnica „devierii pixelului” folosind actuatori piezoelectrici pentru procesarea mecanică a devierii (Figura 3.18). Această tehnică este folosită şi la monitoarele LCD sau camerele video (Mamiya, 2006).

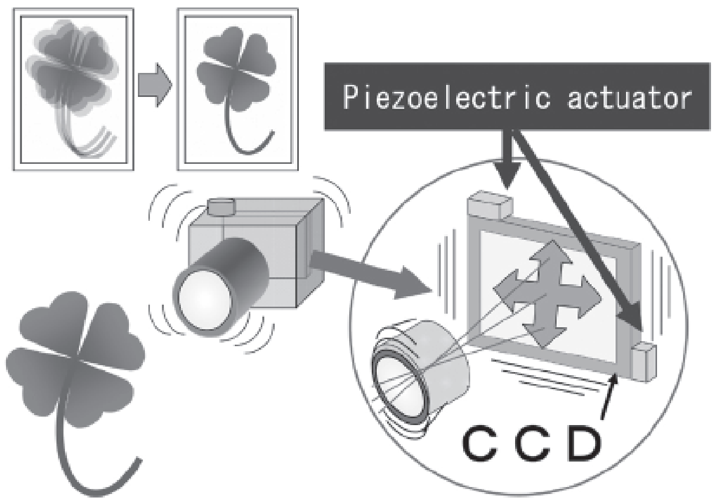


Figura 3.18 *Conceptul de corecție a mişcării mâinii la camerele digitale (Mamiya, 2006)*

CURS 9 – 14

5. Actuatori pe bază de polimeri electroactivi

5.1 Introducere

În timp ce majoritatea materialelor inteligente şi-au găsit nişa de aplicabilitate şi sunt într-o continuă îmbunătățire, fenomenul de transformare a energiei din materialele macromoleculare (polimeri) oferă oportunități ample în conceperea şi implementarea de dispozitive inovative,în unele cazuri unice, pentru actuatori şi senzori (Carpi şi Smela, 2009). Astfel, chiar dacă din punct de vedere ingineresc polimerii au fost oarecum marginalizați, datorită unor motive printre care stabilitatea şi durabilitatea scăzută a lor în comparație cu alte materiale inginereşti anorganice, datorită adaptabilității lor polimerii sunt din ce în ce mai utilizați în multe domenii. De asemenea, senzorii şi actuatorii pe bază de polimeri reprezintă unul din cele mai promițătoare domenii ale polimerilor inteligenți şi devin din ce în ce mai asociați cu senzorii şi actuatorii artificiali din organismele vii (Osada şi De Rossi, 2000; Kim şi Tadoko, 2007).

Polimerii sunt molecule organice gigant cu greutate moleculară mare alcătuite din unități moleculare repetitive numite ”meri”. Structura moleculară este creată printr-o reacție chimică numită *polimerizare*, în care monomerii sunt uniți între ei prin legături covalente formând un lanț molecular. Pe măsură ce polimerul creşte în dimensiune, punctul de topire sau de înmuiere creşte, iar polimerul devine mai rezistent şi mai rigid. Natura legăturii chimice dintre atomii din lanțul polimeric influențează în mod direct proprietățile electrice. Astfel, majoritatea polimerilor sunt izolatori, conductivitatea electrică slabă datorându-se legăturilor covalente puternice dintre atomi, care țin electronii în structura moleculară, prevenind astfel transportul de sarcină. Un lanț macromolecular în care legăturile simple şi duble dintre atomi alternează, se numeşte *conjugat*. Un exemplu de polimer conjugat este poliacetilena, care constă din unități -CH=CH- repetitive (Kofod, 2001).

De obicei, cei mai mulți polimeri au la bază fie o hidrocarbură fie un silicon. Polimerii sunt materiale moi a căror proprietăți mecanice depind de structura chimică (constituenți moleculari), domeniul temperaturii de funcționare şi rata de deformație. Densitatea, rigiditatea, duritatea şi durabilitatea sunt doar câteva dintre aceste proprietăți. Aproape toate proprietățile depind de lungimea lanțului polimeric, acestea

fiind dobândite prin modificarea lungimii lanțului sau amestecând diferiți polimeri. Astfel, structura chimică joacă un rol important în clasificarea polimerilor. În general, polimerii pot fi clasificați în materiale plastice și cauciucuri, materialele plastice putând fi în continuare împărțite în termoplastice și termorigide (Brinson, 2013).

Polimerii termoplastici au o structură liniară sau ramificată (Figura 5.1(a)), o densitate mai mică și un coeficient de expansiune termică mai mare decât al metalelor sau ceramicilor. Ei au o temperatură de tranziție vitroasă care este de obicei peste temperatura camerei. Prin urmare, materialul este solid într-un domeniu larg de temperatură și vâscos atunci când este încălzit la numai câteva sute de grade. Ei pot fi supuși la cicluri repetate de încălzire-răcire fără degradare semnificativă. Astfel, polimerii termoplastici sunt materiale reciclabile. Rezistența lor chimică îi face potriviți pentru medii puternic corozive, însă fără fluctuații mari de temperatură. Cele mai uzuale exemple de polimeri termoplastici sunt polietilena (PE), polipropilena (PP) și polistirenul (PS), iar produse alcătuite din materiale termoplastice sunt sticlele de plastic, sacoșele de plastic, adezivi și materiale de etanșare (Brinson, 2013).

Polimerii termorigizi (termoseturi) se disting prin structura lor covalentă tridimensională puternic reticulată (Figura 5.1(b)). Ei nu pot tolera cicluri repetate de încălzire precum polimerii termoplastici. În loc să aibă temperatură de topire, ei au temperatură de degradare. Cu alte cuvinte, dacă sunt încălziți, ei se înmoaie și curg. Ulterior, ei nu pot fi reîncălziți pentru a deveni iar vâscoși ci se degradează și se carbonizează. Comportamentul polimerilor termorezistenți seamănă în general cu cel al solidelor fragile fără ductilitate. Spre deosebire de polimerii termoplastici, ei sunt capabili să funcționeze în medii cu temperaturi mai mari. De asemenea, modulul lor de elasticitate este de două sau trei ori mai mare decât cel al termoplasticilor. Procesul de reticulare elimină riscul ca produsul să se retopească atunci când este încălzit, făcând polimerii termorigizi ideali pentru aplicații cu temperaturi ridicate, cum ar fi electronicele și electrocasnicele. Exemple de polimeri termorezistenți sunt poliuretanii, poliimidele, epoxidicele și rășinile siliconice termorigide. Exemple de produse din astfel de materiale sunt vopselele, piesele turnate, plăcile de circuite integrate și alte materiale plastice armate cu fibre (Brinson, 2013).

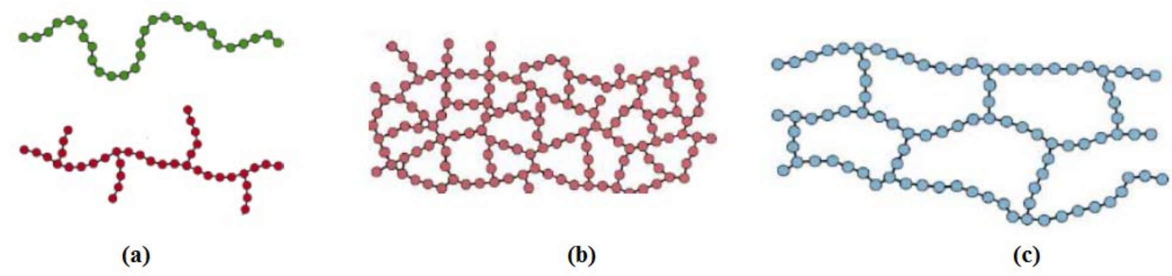


Figura 5.1 *Structura moleculară a polimerilor: (a) termoplastici; (b) termorigizi; (c) elastomeri (Brinson, 2013)*

Alungirea unei bucăţi de polimer solid prin aplicarea unei forţe duce în primul rând la descâlcirea lanţurilor macromoleculare şi ca o consecinţă, la alunecarea lanţurilor între ele. Acest comportament este cunoscut sub numele de *vâscoelasticitate* (Rosen, 1982; Aklonis şi MacKnight, 1983) şi este responsabil de flexibilitatea polimerului. La nivel macromolecular, descâlcirea lanţurilor dau proprietatea de elasticitate reversibilă în timp ce curgerea lanţurilor contribuie la comportamentul vâscos. Comportamentul vâscoelastic se referă la energia mecanică stocată şi la pierderile din polimer. Datorită nivelului ridicat de încâlcire, este clar că polimerii amorfi sunt mai flexibili decât cei parţial cristalini. Pentru a preveni alunecarea lanţurilor polimerice şi, prin urmare, pentru a încuraja comportamentul elastic de revenire, trebuie scăzută mobilitatea lanţurilor. Acest lucru se poate realiza prin lipirea chimică a lanţurilor polimerice în anumite poziţii, reacţie cunoscută sub numele de *reticulare*.

Prima reticulare a unui polimer a fost realizată de Charles Goodyear în 1839, care a descoperit metoda vulcanizării pentru reticularea cauciucului prin încălzirea la 170^{0}C a unui amestec format din seva arborelui de cauciuc şi sulf. Prin introducerea unui anumit număr de reticulări sau puncte de joncţiune între lanţuri, se produce o reţea coerentă în care toate macromoleculele sunt legate între ele şi, prin urmare, nu se mai pot deplasa independent. Această descoperire a revoluţionat industria cauciucului. În a doua jumătate a secolului 19 cererea de cauciuc a crescut odată cu utilizarea lui ca izolator în industria electrică şi inventarea anvelopelor.

Compuşii din cauciuc sunt alcătuiţi în general dintr-o bază de cauciuc, un aditiv sau umplutură, de exemplu negru de fum („carbon black”) sub formă de particule de carbon (20 nm – 50 μm), care este adăugat înainte de vulcanizare pentru a creşte rigiditatea şi rezistenţa la uzură, şi un agent de întărire. Alte componente suplimentare pot include antioxidanţi, agenţi de adeziune, agenţi ignifugi şi agenţi chimici speciali pentru îmbunătăţirea procesului. Fiecare ingredient poate afecta

proprietățile fizice ale cauciucului, atât independent cât și dependent unul față de celălalt. Procesele de mixare și uscare sunt de asemenea critice în definirea proprietăților.

Ținând cont de aceste considerații, elastomerii sunt polimeri cu un grad ridicat de reticulare (Figura 5.1(c)), ca și polimerii termorigizi, adică au greutate moleculară (M_c) destul de mare (cauciucul comercial folosit la anvelope are M_c=10^5 g/mol), cu pierderi mecanice foarte mici, care pot susține deformații foarte mari, de obicei de la 3 până la de 10 ori (până la 800%), la eforturi mici, revenind rapid la dimeniunile inițiale atunci când se elimină sarcina externă. Diferența de ductilitate între elastomeri și polimerii termorigizi poate fi atribuită orientării lanțului, care este strâns îndoit în stare netensionată oferindu-i elasticitate mai mare atunci când este întins. Reticularea unui elastomer se poate realiza fie prin reacție chimică ireversibilă fie prin reticulare fizică (reversibilă). Principalul avantaj al elastomerilor reticulați fizic este solubilitatea și procesabilitatea lor. În opoziție, elastomerii reticulați chimic nu pot fi procesați sau dizolvați după reticulare. Totuși, elastomerii reticulați chimic prezintă pierderi vâscoelastice mici, datorită legăturilor covalente puternice dintre lanțurile polimerice (Brinson, 2013).

Modulul de elasticitate al elastomerilor poate fi modificat într-un domeniu larg prin controlul chimic al reticulării, natura lor variind de la geluri extrem de moi la cauciucuri dure și casante, fiind evident că aceste materiale au proprietăți fizice foarte diferite și asemănătoare în unele cazuri cu cele ale țesuturilor biologice moi (Holzapfel, 2005).

Există o varietate de elastomeri disponibili pe piață care funcționează la temperatura camerei, cum ar fi poliizoprenul (cunoscut ca şi cauciuc sintetic), siliconii, poliuretanii sau poliacrilații. Cauciucul stiren-butadien (SBR) este cel mai important şi cel mai utilizat cauciuc sintetic. SBR este obținut prin polimerizarea butadienei şi stirenei în diferite rapoarte. Spre deosebire de cauciucul natural, SBR nu cristalizează la întindere şi are deci o rezistență la tracțiune mai mică decât atunci când este ranforsat. Principala aplicabilitate a SBR este în realizarea anvelopelor.

O altă modalitate de a modifica proprietățile elastomerilor este imersia într-un solvent compatibil. Aceasta este o metodă uşoară pentru a obține materiale moi rapid responsive (Carpi și colab., 2008a). Trebuie menționat că proprietățile mecanice ale polimerilor pot fi influențate și de funcționarea în medii dure, cum ar fi radiațiile ultraviolete. De exemplu, s-a arătat că expunerea îndelungată a PVC-ului la radiații ultraviolete duce la reducerea semnificativă a rezistenței la impact în primele 6 luni,

ajungând la 11% din valoarea inițială după doi ani de expunere (Osswald și Menges, 2003); de asemenea, modulul de elasticitate al poliureei a crescut cu 14,81% în primele trei săptămâni de expunere iar culoarea s-a modificat, influențând transmitanța (Brinson, 2013).

5.2 Polimeri cu proprietăți şi formă controlabile

Există multe tipuri de polimeri care au proprietăți controlabile, iar acest comportament poate fi declanșat de o varietate de stimuli. O parte din aceștí polimeri suferă o modificare permanentă (ireversibilă) în timp ce alții prezintă răspunsuri reversibile. Stimulul extern la care un polimer răspunde printr-o modificare de formă și/sau dimensiune reversibilă poate fi: optic, magnetic, termic, chimic, pneumatic sau electric. Reziliența și tenacitatea polimerului gazdă pot fi utile în dezvoltarea de structuri inteligente cu capacități de „self-sensing" și control al formei (Osada şi De Rossi, 2000; Bar-Cohen, 2004; Kim și Tadoko, 2007; Carpi și Smela, 2009).

5.2.1 Polimeri fotonici şi electric conductivi

În ultimii 20 de ani, cercetătorii au reuşit să dezvolte polimeri conductivi care prezintă proprietăți electronice comparabile cu ale metalelor sau semiconductorilor, Heeger, McDiarmid şi Shirakawa primind Premiul Nobel pentru Chimie în anul 2000. Proprietățile fizice şi chimice ale polimerilor conductivi i-au condus rapid către comercializare într-o varietate de aplicații electronice şi electrochimice. Au fost dezvoltate dispozitive de înaltă performanță, cum ar fi diodele electroluminescente (LED), celulele electrochimice-luminescente, fotodiodele şi laserele. Luminozitatea LED-urilor pe bază de polimeri fotonici este mult mai puternică decât a unei lampe fluorescente folosind doar câțiva volți. Performanța polimerilor fotonici a ajuns la un nivel la care îi face comparabili sau chiar mai buni decât oponenții lor anorganici. Polianilina (PANi) este în prezent utilizată de Uniax, Raytheon Computational Sensors Corporation şi SFST pentru dezvoltarea unui procesor analog de imagine. Comparativ cu dispozitivele cu cuplaj de sarcină (CCD), sistemele pe bază de polimeri electroactivi se aşteaptă să aibă un răspuns de 10 ori mai mare, oferind o rezoluție mai mare la o energie mai mică(Bar-Cohen, 2004).

Recent, dispozitivele electroluminescente organice (OLED) s-au evidențiat în produse comerciale (de ex.: IBM, Kodak, Uniax/Dupont, Universal Display Corp.,

etc.). OLED-urile sunt uşoare, durabile, economice, au luminozitate mare, răspuns rapid, domeniul larg de temperatură de funcţionare şi sunt ideale pentru aplicații portabile, procesarea lor implicând doar câțiva paşi şi materiale mai ieftine decât cele folosite în ecranele LCD (Bar-Cohen, 2004).

În prezent, o altă tendință este dezvoltarea de componente electronice flexibile, cum sunt de exemplu ecranele tactile ale telefoanelor mobile sau televizoare inteligente, care pot duce la crearea de noi concepte de circuite biocompatibile care să fie conforme și deformabile cu țesutul viu (Wagner și Bauer, 2012).

5.2.2 Polimeri deformabili neelectric

Încă din anul 1970 (Van der Veen, 1971) s-au făcut studii asupra unor tipuri de polimeri care prezintă modificare de formă sau volum atunci când sunt supuşi luminii. Smets (1975) a demonstrat o astfel de ionizare fotoindusă pe un derivat reticulat de poli(etilmetacrilat) cu spirobenzopiran, iar Aviram (1978) a arătat că iluminarea cu UV induce expansiune de aproximativ 35% într-un gel polimeric pe bază de poli(N,N-dimetilglutamanilidă). În anul 2000, cercetătorii de la SPAWAR System Center (San Diego, CA) au obținut o contracție de 20% a unui gel polimeric atunci când acesta a fost expus la o radiație cu lungimea de undă de 455nm (Becker şi Glad, 2000).

Anumite geluri polimerice suferă o tranziție de fază (20–40^{0}C) sub influența temperaturii care implică o modificare de volum, prezentând o forță contractilă care poate ajunge la 100 kPa cu un timp de răspuns de la 20 la 90 de secunde (Hirokawa şi Tanaka, 1984). Astfel de geluri și-au găsit aplicație în mai multe domenii, cum ar fi sisteme de eliberare a medicamentelor, valve automate care răspund la apă caldă și rece, mecanism biomolecular și actuatori care imită mușchiul (Bar-Cohen, 2004).

Sokolowski şi colab. (1999) au dezvoltat structuri auto-expandabile din spumă poliuretanică cu memoria formei la rece. Practic, spuma este compactată la temperaturi mai mari decât temperatura de tranziție vitroasă (T_g) şi depozitată apoi la temperaturi chiar şi mai mici decât T_g. Încălzirea la o temperatură mai mare decât T_g va duce la revenirea structurii la forma şi dimensiunile inițiale. Avantajul acestor structuri este că, atunci când sunt compactate şi depozitate la o temperatură mai mică decât T_g, ele ocupă o suprafață mult mai mică şi sunt şi mai uşoare. Aplicațiile

comerciale ale acestor structuri se referă la adăposturi, hangare, corturi de camping, plute sau mobilier de exterior (Bar-Cohen, 2004).

Polimerii activați chimic au fost descoperiți cu mai bine de jumătate de secol în urmă, când s-a demonstrat reversibilitatea contracției şi expansiunii fibrelor de colagen scufundate în acid şi apoi în soluție apoasă alcalină (Katchalsky, 1949). Derivatul poli(vinilalcool)–poli(acrilacid) (PVA-PAA) se extinde și se contractă pe măsură ce pH-ul crește, respectiv scade (Woojin, 1996), însă nu este durabil și este departe de a fi folosit în aplicații. O alternativă ar fi poli(acrilonitratul) (PAN) care este un polimer mai dur.

Gelurile activate magnetic, aşa numitele ferogeluri, sunt rețele polimerice reticulate chimic care se umflă în prezența unui câmp magnetic (Zrinyi şi colab., 1997). Un astfel de gel este o dispersie coloidală de particule magnetice monodomeniu cu o dimensiune tipică de 10 nm, care se mişcă atunci când sunt plasate într-un câmp magnetic neuniform. S-a demonstrat că 3 g de ferogel poate efectua un lucru mecanic de aproximativ 5 mJ.

5.3 Polimeri electroactivi (PEA)

Polimerii electroactivi (PEA), termenul în engleză fiind Electroactive Polymers (EAPs), sunt materiale polimerice care îşi modifică forma şi/sau dimensiunile în urma aplicării unui stimul electric, determinând astfel o forță sau o deplasare. Ideea de a induce deformații într-un polimer prin stimulare electrică datează încă din 1880, când Röntgen a indus deformații într-o bandă de cauciuc (16×100 cm) ce avea la capătul inferior atașată o greutate. Interesant este că Röntgen a atribuit această modificare de volum cu efectele termice care apar la interacțiunea sarcinilor electrice cu banda de cauciuc. Mai târziu, Sacerdote (1899) a stabilit relația dintre deformație şi câmpul electric de activare iar Eguchi (1925) a descoperit polimerul piezoelectric numit electret, material alcătuit din straturi dure şi moi ce poate fi preparat din polimeri, ceramici sau ceară, în care moleculele individuale pot suferi o polarizare permanentă sub influența unui câmp electric. În 1969, Kawai a demonstrat un puternic efect piezoelectric în fluorura de poliviniliden (PVDF) ceea ce a condus la dezvoltarea de senzori și actuatori. Acest lucru a stârnit interesul cercetătorilor pentru dezvoltarea și altor sisteme pe bază de polimeri deformabili electric care să prezinte un efect similar. Astfel, în 1977 Hideki Shirakawa a descoperit polimerul conductiv poliacetilenă. Până

la sfârșitul anilor 1980 au mai fost descoperiți și alți polimeri care au manifestat efect piezoelectric (Bar-Cohen, 2004).

Începând cu anii '90, atenția inginerilor şi oamenilor de ştiință din diverse discipline s-a îndreptat către polimerii electroactivi care induc deformații mari la stimularea cu un câmp electric. Cercetătorii în biomimetică au fost deosebit de încântați de aceste materiale deoarece performanța lor asemănătoare muşchiul biologic poate fi folosită pentru a imita mişcările animalelor şi insectelor. În 1996 s-au identificat aproximativ 20 de grupuri de cercetători în Japonia, Europa, Statele Unite şi Australia, care studiau proprietățile de actuație ale unor polimeri electroactivi, numărul lor fiind în continuă creștere. Încă de atunci, în Danemarca, un grup de cercetători de la Universitatea Tehnică, Laboratorul Național Risø şi de la compania industrială Danfoss A/S, lucrau la proiectul numit „ARTMUS – Artificial Muscle”, care avea ca scop dezvoltarea unui actuator cu polimer electroactiv capabil să ridice o greutate de 0,1 kg la 1 cm înălțime în 0,1 secunde (Benslimane şi Gravesen, 2000).

Interesul mare acordat acestor materiale inteligente deformabile electric a condus la organizarea pe 1-2 Martie 1999 în New Port (California) a primei conferințe dedicată polimerilor electroactivi, denumită SPIE (The International Society for Optical Engineering) – *EAP Actuators and Devices (EAPAD)*, ca parte a Smart Structures and Materials Symposium, conferință care de atunci se desfăşoară anual. În urma succesului înregistrat s-au mai inițiat şi alte conferințe care abordează principalele probleme legate de evoluția polimerilor electroactivi, printre care se remarcă Materials Research Society (MRS) (Zhang Q.M. și colab., 1999) şi ACTUATORS în Bremen (Germania) (Borgmann, 2002). De asemenea, Yoseph Bar-Cohen, considerat inițiatorul acestui domeniu de cercetare, şi colaboratorii de la JPL (Jet Propulsion Laboratory) – NASA, au lansat o pagină de internet (http://eap.jpl.nasa.gov) unde se pot găsi informații despre polimerii electroactivi dar şi despre diverse grupuri de cercetători şi companii care le studiază şi le produc (Bar-Cohen, 2006).

5.3.1 Clasificarea polimerilor electroactivi

Mecanismele prin care polimerii electroactivi produc actuație electromecanică sunt: polarizarea, transportul de masă/ioni, schimbarea configurației moleculare şi schimbarea de fază. Astfel, în funcție de mecanismul responsabil de actuație, polimerii electroactivi se împart în două clase (Tabelul 5.1): PEA*electronici* (migrarea

electronilor ca răspuns la câmpul electric aplicat) şi PEA*ionici* (reacţii electrochimice - migrarea sau difuzia ionilor încărcaţi electric) (Bar-Cohen, 2004, 2006).

Tabelul 5.1 *Clasificarea polimerilor electroactivi (PEA) (Bar-Cohen, 2004)*

EAP Electronici	**EAP Ionici**
Polimeri feroelectrici Elastomeri dielectrici (ED) Elastomeri electrostrictivi grefaţi Foaie electrostrictivă Elastomeri cristal lichid (ECL) Elastomeri electrovâscoelastici	Geluri din polimer ionic (IPG) Compozite polimer ionomeric cu metal (IPMC) Polimeri conductivi (CP) Nanotuburi de carbon (CNT)

PEA electronici (de tip uscat) necesită în general câmpuri mari de activare (>150 V/µm), care sunt apropiate de nivelul de străpungere al materialului. Proprietatea acestor materiale este de a menţine deplasarea indusă, atunci când este aplicată o tensiune electrică continuă, ceea ce le face să fie utile în aplicaţii robotice. De asemenea, aceste materiale au o densitate mare de energie, un răspuns rapid de ordinul milisecundelor şi pot funcţiona în mediul ambiant fără constrângeri majore. În opoziţie, PEA ionici (de tip umed) necesită tensiuni electrice scăzute de activare, cuprinse de obicei între 1 şi 5 V. Un dezavantaj major al acestei clase este că trebuie să funcţioneze într-un electrolit și, în afară de polimerii conductivi şi nanotuburile de carbon, nu menţin deformaţia indusă de câmpul electric. Adesea, funcţionarea în medii apoase şi la tensiuni peste un anumit prag duce la apariţia electrolizei. Mai mult, EAP ionici au un răspuns mult mai lent decât cei electronici datorită procesului de difuzie, în schimb amplitudinea deformaţiei este mai mare. Deplasarea indusă de câmpul electric a ambelor clase de polimeri electroactivi se poate prezenta ca încovoiere, alungire și contracţie (Bar-Cohen, 2004, 2006).

Polimerii electroactivi au o serie de trăsături superioare celorlalte materiale inteligente, cum ar fi deformaţii mari, densitate mare de energie, fiabilitate, funcţionare fără zgomot, cost redus etc.În tabelul 5.2 sunt prezentaţi o serie de parametri electromecanici ai unor clase de materiale inteligente folosite pentru dezvoltarea de sisteme de actuaţie de tip muşchi artificial, cu performanţe asemănătoare muşchiului natural.

Pentru a fi în măsură să luăm aceste materiale din faza de dezvoltare şi să le folosim efectiv ca actuatori este necesar să se stabilească o infrastructură PEA adecvată (Figura 5.2) (Bar-Cohen, 2004). Abordarea în mod eficient a cerinţelor infrastructurii PEA implică înţelegerea comportamentului materialelor PEA, precum

şi a tehnicilor de prelucrare şi caracterizare. Trebuie făcute eforturi pentru a înțelege cât mai bine parametrii care controlează forța şi deformația PEA activați electric. Procesele de sintetizare, fabricare, aplicare de electrozi, formare şi manipulare vor trebui rafinate pentru a maximiza capacitatea de actuație şi robustețea actuatorilor cu PEA. Cu scopul de a sprijini inginerii proiectanți în utilizarea PEA ca actuatori, sunt necesare metode fiabile de caracterizare a răspunsului acestor materiale pentru a forma baze de date cu proprietățile lor. Vor trebui studiate şi modelate diferite configurații de actuatori şi senzori cu PEA pentru a produce sisteme inteligente acționate de PEA. Deşi de obicei ignorat de mulți cercetători, costul poate duce de multe ori la selecția actuatorilor pentru o anumită aplicație. Din fericire, costul de producție al materialelor și dispozitivelor cu PEA se aşteaptă să fie mai mic comparativ cu cel al ceramicilor magnetostrictive, cristalelor piezoelectrice sau chiar al aliajelor cu memoria formei (Bar-Cohen, 2004).

__Tabelul 5.2__ Materiale inteligente folosite pentru realizarea de muşchi artificiali (Brochu şi Pei, 2010)

Tip material	**Deformaţia maximă %**	**Presiunea maximă MPa**	**Densitatea de energie elastică specifică $J \cdot g^{-1}$**	**Densitatea de energie elastică $J \cdot cm^{-3}$**	**Eficienţa cuplajului (k^2) %**	**Eficienţa maximă %**	**Densitatea specifică**	**Viteza relativă (ciclu complet)**
Elastomer dielectric (acrilic cu predeformare)	380	7,2	3,4	3,4	85	60-80	1	Mediu
Elastomer dielectric (siliconic cu predeformare)	63	3	0,75	0,75	63	90	1	Rapid
Elastomer dielectric (siliconic – predeformare nominală)	32	1,36	0,22	0,2	54	90	1	Rapid
Polimer electrostrictiv [P(VDF-TrFE)]	4,3	43	0,49	0,92	-	~80	1,8	Rapid
Dispozitive electrostatice	50	0,03	0,0015	0,0025	50	>90	1	Rapid
Electromagnetice (bobină mobilă)	50	0,1	0,003	0,025	-	>90	8	Rapid
Ceramici piezoelectrice (PZT)	0,2	110	0,013	0,1	52	>90	7,7	Rapid
Cristal piezoelectric (PZT-PT)	1,7	131	0,13	1	81	>90	7,7	Rapid
Polimer piezoelectric (PVDF)	0,1	4,8	0,0013	0,0024	7	-	1,8	Rapid
Aliaj cu memoria formei (NiTi)	>5	>200	>15	>100	5	<10	6,5	Încet
Polimer cu memoria formei (poliuretan)	100	4	2	2	-	<10	1	Încet
Termic (expansiune – Al, dT=500K)	1	78	0,15	0,4	-	<10	2,7	Încet
Polimer conductiv (PANI)	10	450	23	23	<1	<5	~1	Încet
Geluri ionice (polielectrolit)	>40	0,3	0,06	0,06	-	30	~1	Încet
Magnetostrictiv (terfenol-D)	0,2	70	0,0027	0,025	-	60	9	Rapid
Muşchi natural (scheletic)	>40	0,35	0,07	0,07	-	>35	1	Mediu
Muşchi natural (maxime)	100	0,8	0,04	0,04	-	40	-	Încet-rapid

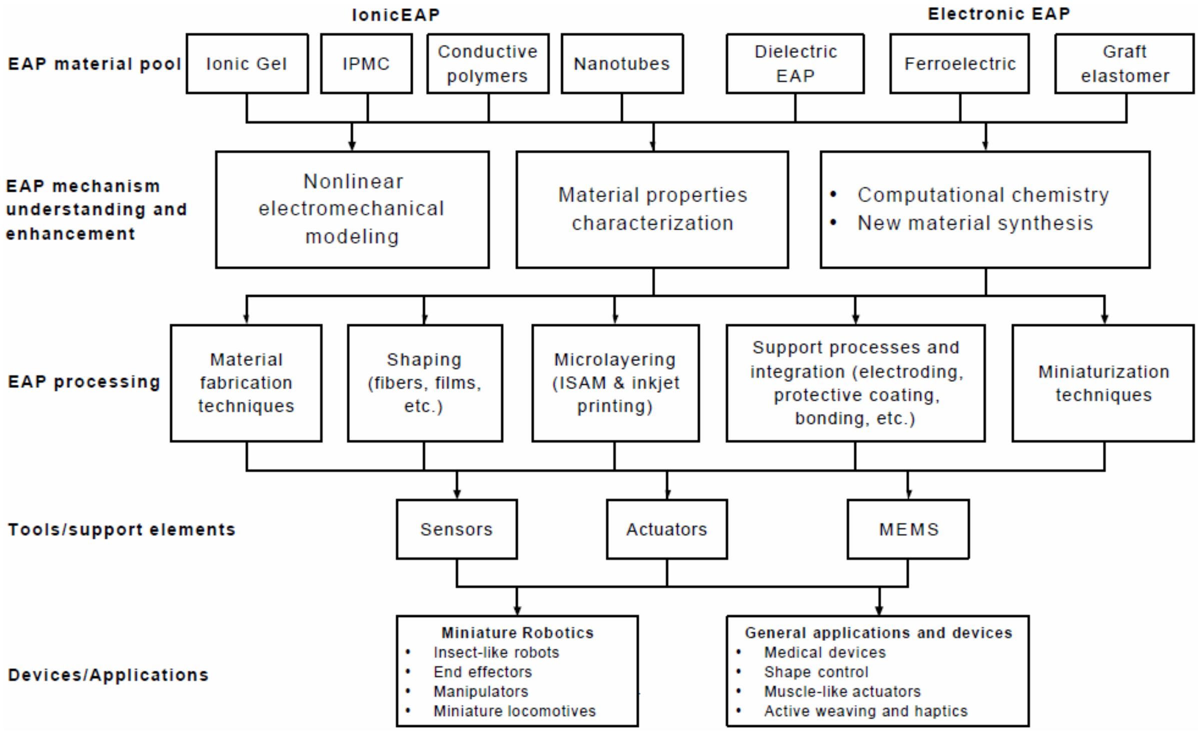


Figura 5.2 *Infrastructura PEA (Bar-Cohen, 2004)*

Includerea polimerilor electroactivi în aplicații cât mai diverse implică o interdisciplinaritate care cuprinde ştiința materialelor, chimie, electronică și informatică. Creşterea performanței polimerilor electroactivi necesită materiale noi și instrumente analitice performante pentru caracterizarea lor. Domeniul metodei de actuație cu polimeri electroactivi este departe de maturitate şi se aşteaptă progrese mari în următorii ani (Bar-Cohen, 2004, 2006; Kim și Tadoko, 2007; Carpi și colab., 2008a; Carpi şi Smela, 2009; Bar-Cohen și Hanson, 2009).

5.3.2 PEA electronici

Polimerii electroactivi electronici sunt foarte atractivi în ceea ce priveşte conversia energiei electrice în energie mecanică, materialele din această clasă putând fi utilizate atât ca actuatori cât şi ca senzori. Răspunsul electromecanic al acestei clase de polimeri electroactivi poate fi liniar, precum în polimerii piezoelectrici pe bază de titanat zirconat de plumb (PZT) și fluorură de polivinilіden (PVDF), sau neliniar, precum în polimerii electrostrictivi şi cei pe bază de efect Maxwell – efect electrostatic (Osada şi De Rossi, 2000; Bar-Cohen, 2004).

5.3.2.1 Polimeri feroelectrici

Polimerii feroelectrici pe bază de PVDF și copolimerii (TrFE, TFE și CTFE), au un modul Young relativ mare (1÷10 GPa) care le oferă o densitate mare de energie mecanică (17 J/cm^3) la un câmp electric destul de ridicat (~200 MV/m). Din păcate, acest nivel ridicat al câmpului este foarte apropiat de nivelul de străpungere dielectrică, histerezisul dielectric fiind foarte mare. Sen şi colaboratorii (1984) au investigat efectul plastifierii intense (~65% wt.) a polimerilor feroelectrici sperând să obțină deformații mari la câmpuri electrice rezonabile. Totuşi, plastifiantul este amorf şi inactiv, ducând la scăderea modulului Young, a permitivității şi a deformațiilor electrostrictive(Bar-Cohen, 2004, 2006).

Zhang şi colaboratorii (1998) au introdus defecte în structura cristalină a copolimerului P(VDF-TrFE) folosind radiație cu electroni pentru a reduce dramatic pierderile dielectrice. Investigațiile structurale suplimentare indică faptul că iradierea puternică cu electroni opreşte polarizarea coerentă a domeniilor şi transformă polimerul într-un nanomaterial cu regiuni nanopolare locale într-o matrice nepolară. Schimbarea între regiunile polare şi nepolare indusă de câmpul electric este responsabilă pentru înalta electrostricțiune din polimer. Se pot obține deformații electrostrictive de până la 5% la câmpuri cu frecvență joasă cu amplitudini de aproximativ 150 V/µm. În plus, polimerul are un modul de elasticitate mare (~1GPa) şi deformația indusă de câmp poate fi obținută la frecvențe mai mari de 100 kHz, rezultând o densitate de putere elastică mare în comparație cu alți polimerii electroactivi. Pentru a reduce nivelul de tensiune electrică, Zhang şi colaboratorii au folosit un compozit cu particule organice care are o constantă de dielectric mare (ε>10000). Astfel, ei au reuşit să crească constanta de dielectric a polimerului de la 300 la 1000(Bar-Cohen, 2004, 2006).

Un compozit de terpolimer pe bază de CuPc-PVDF cu modulul de elasticitate de 0,75 GPa, produce o deformație de 2% la un câmp de 13 V/µm. O poză a unui astfel de polimer, în stare pasivă şi activă este arătată în figura 5.3. Actuatorii și senzorii electromecanici pe bază de polimeri feroelectrici pot funcționa în aer, vid sau apă şi într-un domeniu larg de temperatură, fiind potriviți pentru aplicații de reducere a vibrațiilor, controlul zgomotului sau pompe microfluidice (Bar-Cohen, 2004, 2006).

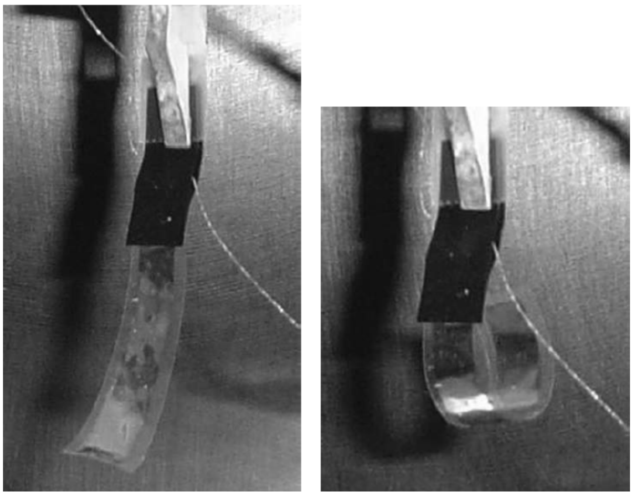


Figura 5.3 *Fotografie a unui polimer feroelectric în stare pasivă şi activă(Bar-Cohen, 2006)*

5.3.2.2 Elastomeri dielectrici

Polimerii cu modul de elasticitate scăzut și constantă dielectrică mare pot produce deformații mari atunci când sunt plasați în câmp electric. Un elastomer dielectric (ED) este asemănător cu un condensator plan paralel și este alcătuit dintr-un film de polimer acoperit pe ambele fețe cu electrozi complianți. În general, elastomerii dielectrici conțin două regiuni, o regiune activă acoperită cu electrozi şi o regiune inactivă fără electrozi, cea din urmă având rolul de a evita scurtcircuitarea lor. Atunci când între electrozi se aplică o tensiune electrică, filmul se comprimă în grosime și se întinde în suprafață datorită forțelor electrostatice (forțe Coulomb) dintre sarcinile de semn opus de pe electrozi, care generează o presiune asupra filmului, numită presiune (efort) Maxwell. Imediat ce tensiunea electrică este oprită şi electrozii sunt scurtcircuitați, filmul de elastomer revine la forma şi dimensiunea inițială.În urma acestui mecanism, la capetele elastomerului rezultă o forță și o deplasare.

Figura 5.4 ilustrează principiul de funcționare al unui actuator elastomer dielectric (AED). Elastomerii dielectrici necesită tensiuni mari de activare (de ordinul kV) pentru a induce deformații mari (până la 380%) (Tabelul 5.2). Aceste tensiuni sunt apropiate de limita de străpungere a materialului şi pot fi periculoase. Reducerea acesteia se poate face folosind filme subțiri (~100 μm) şi elastomeri cu constantă dielectrică mare.

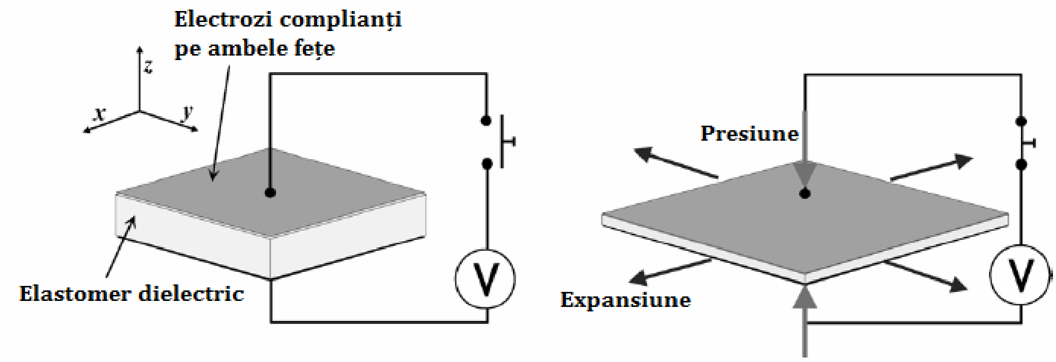


Figura 5.4 *– Principiul de funcționare al actuatorului elastomer dielectric*

Presiunea de actuație (*p*) într-un actuator elastomer dielectric este dublă față de presiunea în actuatorul electrostatic cu armături rigide, deoarece electrozii complianți permit transformarea în energie mecanică atât a efortului de compresiune cât şi a efortului de întindere laterală a elastomerului, fenomen care nu se întâmplă în actuatorii cu electrozi rigizi.

$$p = \varepsilon_0 \varepsilon E^2 = \varepsilon_0 \varepsilon \left(\frac{V}{z}\right)^2 \tag{5.1}$$

Metoda de actuație cu elastomer dielectric a fost adusă în prim plan în anii ’90 de cercetătorii de la SRI International (Kornbluh și colab., 1991, 1995; Niino și colab., 1994; Pelrine și colab., 1992, 1997, 1998) care au raportat o serie de lucrări unde propuneau dezvoltarea de actuatori tip muşchi artificial utili în robotică. Deoarece comportamentul și proprietățile lor sunt asemănătoare cu cele ale mușchiului biologic (Tabelul 5.2), care răspunde de asemenea la stimuli electrici printr-o contracție și o alungire, cercetătorii i-au denumit „mușchi artificiali” (Pelrine și colab., 1992; Meijer și colab., 1999, 2001).

Performanța actuatorilor elastomer dielectric este puternic influențată de tipul de material și electrozii utilizați. Dintre tipurile de elastomeri potriviți pentru actuație, cei siliconici și acrilici sunt cei mai utilizați, însă și poliuretanii au arătat performanțe bune de actuație (în principal încovoiere)datorită constantei dielectrice crescute. Pe parcursul anilor ’90, performanța de actuație a elastomerilor dielectrici a fost aproximativ constantă, de exemplu siliconii au avut un răspuns deformație cuprins între 10 – 30% (Pelrine și colab., 1998). La începutul secolului 20, Pelrine și colab. (2000a,b,c) și Kornbluh și colab. (2000) au descoperit întâmplător capacitatea impresionantă de actuație (Tabelul 5.2) a elastomerului acrilic VHB4910 produs de compania 3M^{TM}. Acest tip de elastomeri sunt disponibili în comerț sub formă de bandă dublu adezivă şi prezintă un efect electrostatic

pronunțat, datorită unei constante dielectrice de 4,7 (Kofod, 2001) care poate scade la jumătate odată cu alungirea (Wissler, 2007). Modulul de elasticitate al elastomerilor de tip VHB variază de la 3 MPa (Pelrine și colab., 2000a) la mai puțin de 1 MPa (Shankar, 2007), variație ce poate reflecta anizotropia sau defectele materialului precum și diferențe în modul de testare (de exemplu tracțiune versus compresiune) sau metodă (de exemplu tracțiune/compresiune versus diafragmă bombată) prin care este măsurat. Dezavantajele elastomerilor de tip VHB sunt domeniul restrâns de temperatură (de la -10^0 la 80^0C) și frecvență și prezența unor efecte vâscoelastice pronunțate, drept pentru care ei sunt adesea predeformați pe un cadru înainte de activare. De cealaltă parte, elastomerii siliconici sunt şi ei elastici, flexibili, oferă un răspuns mai rapid la stimulul electric însă nu prezintă deformații electromecanice la fel de mari precum benzile acrilice, şi necesită mai mulți paşi în procesul de fabricare. Elastomerii siliconici derivați din familia polidimetilsiloxanului (PDMS) sunt cei mai recomandați pentru actuație (Cârlescu, 2011, 2013a,b) deoarece sunt ușor de procesat (depundere prin centrifugare și turnare în soluție), sunt buni izolatori, au cost redus, toleranță la medii chimice (rezistenți la oxidare) şi gaze, funcționează într-un domeniu larg de temperatură (-150^0 la 240^0C) şi frecvență (până la 1 MHz) şi au vâscoelasticitate redusă.

Electrozii utilizați în realizarea de actuatori elastomer dielectric trebuie să satisfacă o serie de cerințe și anume: să fie foarte complianți (modul Young scăzut), să aibă rezistență electrică scăzută și densitate mare de suprafață la deformații mari, să fie mai subțiri în comparație cu elastomerul, să se deformeze odată cu elastomerul, să poată fi uşor modelați şi aplicați pe suprafața elastomerului, să facă adeziune bună cu elastomerul, să fie conductivi chiar și după procesul de fabricare a actuatorului (de ex. stratificare, rulare, etc.) și să aibă o durată lungă de viață.Dintre tipurile de electrozi utilizați pentru realizarea de actuatori elastomer dielectric se pot aminti: pasta conductoare de carbon (de exemplu CW7200 produsă de Chemtronics) sau de argint (CW7100), pulbere de grafit sau grafit pulverizat, straturi metalice subțiri din aur, strat metalic ondulat din argint, ioni de aur sau titan implantați. Mai multe detalii despre tipurile de materiale şi electrozi folosiți în realizarea de actuatori elastomer dielectric se pot găsi în Carpi şi colab. (2008a).

Dintre toate tipurile de polimeri electroactivi, elastomerii dielectrici prezintă cele mai bune performanțe de actuație, ei cunoscând o dezvoltare impresionantă în ultimul timp. În acest sens, în 2004 s-a înființat compania Artificial Muscle Inc. (AMI) care produce dispozitive pe bază de elastomeri dielectrici. Pe lângă

capacitatea de actuație, elastomerii dielectrici au arătat că pot fi utilizați şi ca senzori (Fox, 2007; Carpi și colab., 2008a; Jung K. și colab., 2008; Goulbourne şi Son, 2008; Son şi Goulbourne, 2010; Laflamme și colab., 2012; Brochu, 2012; Lei și colab., 2012) sau dispozitive de înmagazinare a energiei (Pelrine şi colab., 2001; Kornbluh şi colab., 2002; Khosroshahi și colab., 2007; Jean-Mistral, 2008; Benslimane și colab., 2011; Kornbluh și colab., 2012; Brochu, 2012; Huang J. și colab., 2013) datorită variației capacității electrice cu deformația.

Evoluția rapidă a actuatorilor cu elastomeri dielectrici s-a făcut atât datorită descoperirii de materiale şi electrozi noi cât şi descoperirii importanței predeformării. Aplicarea unei predeformări asupra filmului de elastomer, prin întinderea şi menținerea în această stare, poate creşte semnificativ deformația maximă şi presiunea generată de actuator (Pelrine și colab., 2000a,b,c; Kornbluh și colab., 2000; Kofod, 2001, 2008; Carpi și colab., 2003; Zhang X. și colab., 2004, 2005; Choi H. și colab, 2005; Khosroshahi și colab., 2007; Barnes și colab., 2007).

Caracteristicile elastomerilor dielectrici permit realizarea de actuatori liniari similari muşchiului biologic. În acest sens, cercetătorii de la SRI au propus o serie de configurații, unele fiind prezentate în figura 5.5. *Actuatorii rolă cu arc* (Figura 5.5 (a,b,c)), numiți și role elastomerice multifuncționale (Multifunctional Electroelastomer Rolls – MER), sunt formați prin rularea unui film acrilic pe un arc comprimat, care are rolul de a menține filmul în tensiune și de a preveni flambajul. Ei pot dezvolta deformații liniare de până la 35% (Pei și colab., 2002, 2003, 2004a; Choi și colab., 2006; Kovacs și colab., 2007; Chuc și colab., 2008) şi forțe de până la 33 N. Dacă electrozii sunt aplicați în zone distincte pe elastomer și activați separat, se pot obține actuatori rolă cu 2 sau 3 grade de libertate care se înconvoaie. Ei pot suferi deplasări laterale de până la 3,5 cm (mişcarea unui capăt față de axa centrală a rolei), unghiuri de încovoiere de peste 90^0 (între capetele rolei) şi forțe laterale mai mari de 1,5 N pentru un actuator de 9 cm lungime şi 2,3 cm în diametru (Pei și colab., 2003, 2004b).

Actuatorul stivă (figura 5.5 (d)) este alcătuit prin suprapunerea mai multor straturi de elastomer cu formă circulară sau rectangulară, conectate în serie din punct de vedere electric și în paralel din punct de vedere mecanic, în timp ce *actuatorul pliat* (figura 5.5 (f)) este format prin plierea unei benzi de elastomer dielectric (Chuc și colab., 2007; Carpi și colab., 2007; Cianchetti și colab., 2009). Avantajul plierii este că electrozii sunt neîntrerupți, spre deosebire de strivuire, iar actuatorul poate fi asamblat într-o singură etapă. Un actuator stivă care conține până

la 300 de straturi (înălţime de 21,2 mm şi diametru de 20 mm), poate dezvolta deformații contractile de peste 30% şi forțe de până la 30 N la tensiuni electrice de 4 kV (Kovacs şi colab., 2009).

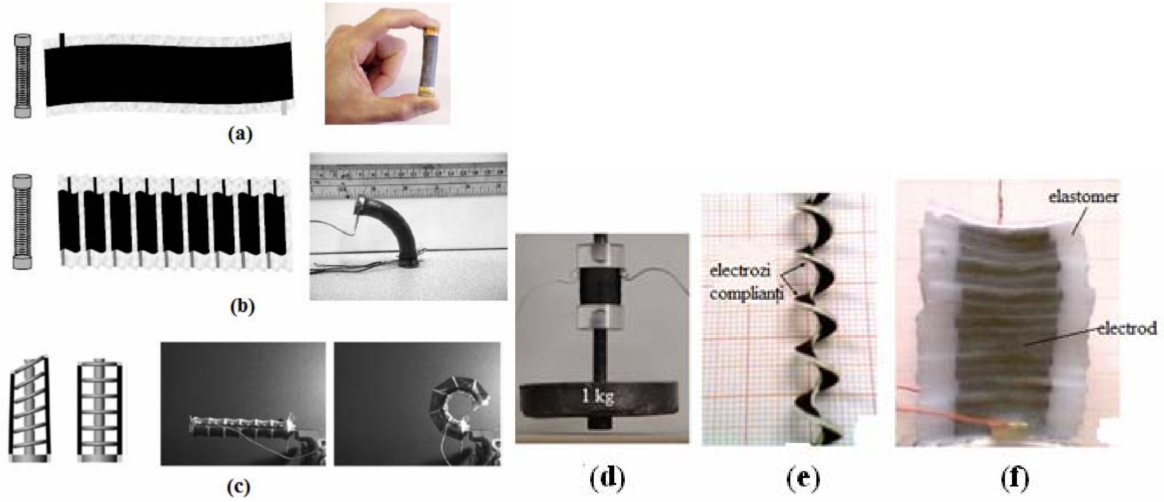


Figura 5.5 Actuatori elastomer dielectric: (a), (b), (c) actuatori rolă care dezvoltă deformații liniare şi încovoiere (Pei şi colab., 2003); (d) actuator stivă care ridică o greutate de 1 kg (Kovacs şi colab., 2009); (e) actuator elicoidal (Carpi şi colab., 2005); (f) actuator pliat cu secțiune rectangulară realizând contracție axială de 16% (Carpi şi colab., 2007)

O altă configurație care reduce dificultățile legate de fabricare şi continuitatea electrozilor, este *actuatorul elicoidal* (Figura 5.5(e)) patentat de Carpi şi De Rossi (2003). Iniţial, actuatorul elicoidal prezenta o deformaţie axială modestă de doar -0,5% la un câmp de 4,5 V/ µm (Carpi şi De Rossi, 2004) însă, un an mai târziu s-au raportat contracţii axiale de -5% la un câmp electric de 14 V/µm (Carpi şi colab., 2005).

5.3.2.3 Elastomeri electrostrictivi grefați

Elastomerii electrostrictivi grefați au un modul Young ridicat (~550 MPa) şi au fost dezvoltați la NASA Langley Research Center în anul 1999 (Su şi colab., 1999), generând iniţial deformații electrostrictive longitudinale de circa 4% la câmpuri de 120 MV/m (Figura 5.6) şi densitate de energie elastică de 0,44 MJ/m^3. Elastomerul grefat constă din două componente, un schelet din lanțuri macromoleculare flexibile şi lanțuri laterale cristalizabile ataşate scheletului, numite grefe (Figura 5.7). Grefele de pe scheletul macromolecular pot cristaliza formând zone reticulate în rețeaua tridimesională a elastomerului şi generând domenii polare

cristaline sensibile la câmp electric. Domeniile polare sunt principalii contribuitori la răspunsul electromecanic. Când materialul se află într-un câmp electric domeniile polare se rotesc pentru a se alinia în direcția câmpului datorită forțelor generate de interacțiunea dintre dipoli şi câmpul electric aplicat. Rotația grefelor induce reorientarea scheletului care determină o deformație, domeniile polare ordonându-se aleator atunci când se opreşte câmpul electric, scheletul revenind la dimensiunea inițială. Modificarea de dimensiune generată demonstrează dependența pătratică a acesteia cu câmpul electric aplicat, dependență specifică pentru un material electrostrictiv (Kim şi Tadokoro, 2007).

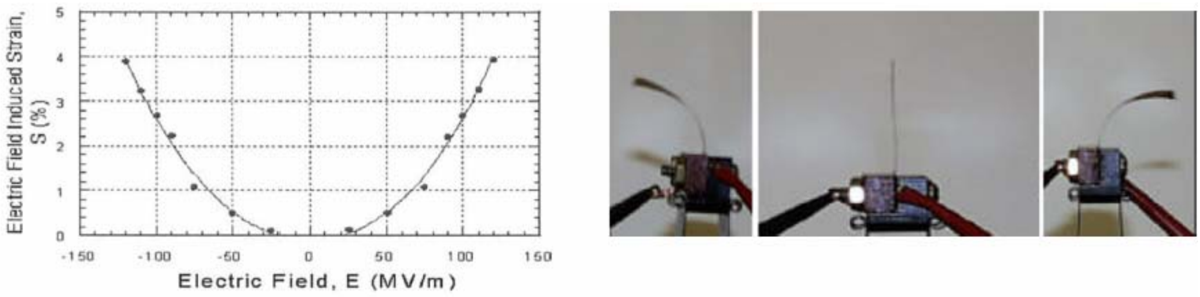


Figura 5.6 *Actuator bimorf pe bază de elastomer electrostrictiv grefat (Bar-Cohen, 2004)*

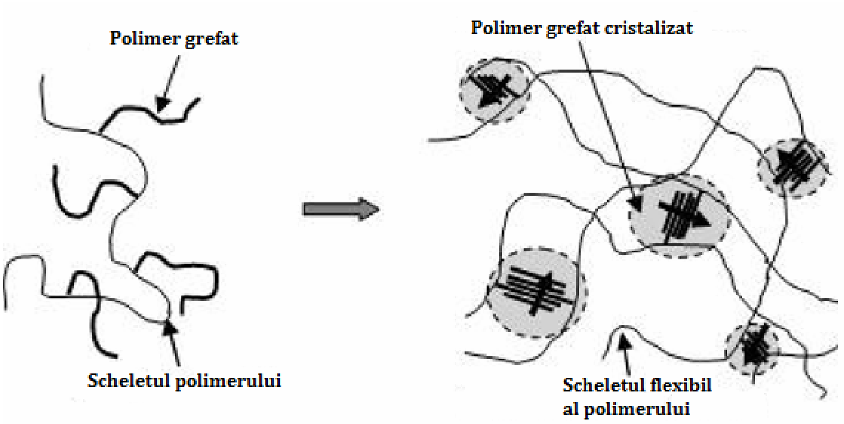


Figura 5.7 *Structura moleculară (a) şi morfologia (b) elastomerului grefat (Kim şi Tadokoro, 2007)*

Combinația de elastomer electrostrictiv grefat cu un copolimer piezoelectric PVDF-TrFE produce câteva structuri de compozit feroelectric-electrostrictiv. O astfel de combinație poate fi utilizată atât ca senzor piezoelectric cât şi ca actuator electrostrictiv. O selecție atentă a compoziției permite crearea şi optimizarea compozitului cu privire laproprietățile electrice, mecanice şi electromecanice (Bar-Cohen, 2004).

5.3.2.4 Foaie (hârtie) electrostrictivă

Foaia electrostrictivă a fost dezvoltată la Universitatea Inha din Korea (Kim şi colab., 2000) şi este alcătuită dintr-o multitudine de particule discrete, în special de natură fibroasă, care formează o structură tip rețea. Actuatorul din foaie electrostrictivă are greutate redusă şi este simplu de fabricat, fiind alcătuit din două foițe de argint laminate lipite între ele cu un adeziv (Figura 5.8). La aplicarea unei tensiuni electrice actuatorul se înconvoaie iar performanța lui depinde de amplitudinea tensiunii de excitare, frecvență, tipul de adeziv şi tipul de hârtie. Efectul electrostrictiv asociat acestui actuator este rezultatul forțelor electrostatice şi interacțiunii intermoleculare din adeziv (Bar-Cohen, 2004, 2006).

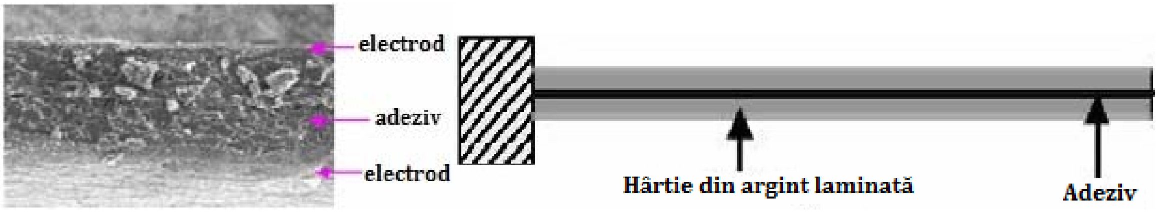


Figura 5.8 *Structura unui actuator din hârtie electrostrictivă (Kim şi Tadoko, 2007)*

În dezvoltarea unui actuator cu hârtie pentru aplicații practice trebuie să se țină cont de câteva aspecte, cum ar fi deplasarea mică, tensiuni electrice mari de excitație, sensibilitate la umezeală şi scăderea performanței în timp. În studiile inițiale s-a observat că efectul electrostrictiv depinde de adezivul folosit pentru a face straturi laminate. Pentru a îmbunătăți performanța actuatorilor cu hârtie electrostrictivă s-au folosit diverse tipuri de fibre de hârtie cum ar fi cele din lemn de esență moale şi esență tare, celofan şi hârtie tradițională coreană, toate testate cu diverse substanțe chimice. Pentru a elimina efectul predominant al electrozilor, au fost studiate două tehnologii: adeziunea directă a foiței de aluminiu şi tehnica de împroşcare cu aur. S-a demonstrat că, datorită rigidității mai mici, electrozii din aur au performanță mai bună decât foițele de aluminiu. Hârtia cu mai multă celuloză, într-o structură amorfă, dă un răspuns mai puternic decât hârtia cu celuloză cristalină. Celofanul are un răspuns mai bun datorită celulozei amorfe cu un grad scăzut de polimerizare. Deformația realizată de hârtia electrostrictivă se datorează combinației dintre efectul piezoelectric şi efectul migrării ionilor, ambele asociate cu momentul de dipol al constituenților hârtiei. Deşi electrostricțiunea poate fi un mecanism important de actuație, sunt necesare studii pentru a elucida fenomenul fizic al principiului de actuație (Kim şi Tadokoro, 2007). Câteva aplicații ale acestor

materiale ar fi absorbția sunetului, difuzoare flexibile şi dispozitive inteligente de control al formei.

5.3.2.5 Elastomeri electrovâscoelastici

Elastomerii electrovâscoelastici sunt alcătuiți dintr-un elastomer siliconic şi o fază polară. Înainte de reticulare, în stare neîntărită, ei seamănă cu fluidele electroreologice iar în timpul întăririi se aplică un curent electric pentru a orienta şi fixa faza polară în matricea elastomerică. Aceste materiale rămân apoi într-o stare solidă, dar au un modul de forfecare care se modifică în funcție de câmpul electric aplicat (<6 V/μm). Elastomerii electrovâscoelastici pot fi folosiți ca alternativă la fluidele electroreologice în aplicații de amortizare activă a vibrațiilor în susținerea controlului de precizie al brațelor robot într-un sistem cu buclă închisă (Bar-Cohen, 2004).

5.3.2.6 Elastomeri cristallichid

Elastomerii cristal-lichid (ECL) au fost inițiați la Universitatea Albert-Ludwings din Freiburg (Germania) (Finkelmann şi colab., 1981) și pot fi folosiți ca actuatori având caracteristici piezoelectrice, activați electric prin efect Joule indus. Mecanismul de actuație al acestor materiale implică tranziția dintre o fază nematică și una izotropă într-un interval de timp mai mic de o secundă. Procesul invers este mai lent, durând aproximativ 10 secunde, şi necesită răcire pentru ca elastomerul să se extindă, ajungând astfel la lungimea inițială. Proprietățile mecanice ale materialelor ECL pot fi controlate şi optimizate prin selecția eficientă a fazei de cristal lichid, densitatea reticulării, flexibilitatea scheletului polimerului, cuplajul dintre grupul cristal-lichid şi stimulii externi.

În general, cristalele lichide sunt ansambluri supramoleculare ordonate și, ca atare, au un cadru excelent pentru a încorpora funcționalitățile și anizotropia specifice răspunsului la stimuli externi. Reticularea ușoară a cristalelor lichide polimerice arată o elasticitate similară cu cea a elastomerilor convenționali, însă cu unele proprietăți speciale. Într-un astfel de polimer reticulat există posibilitatea creării unor deformații macroscopice prin modificarea orientării grupărilor datorită

stimulilor externi (Figura 5.9). Proprietatea unică a ECL rezultă în răspunsul uniaxial la stimuli externi precum temperatură, lumină sau câmp electric.

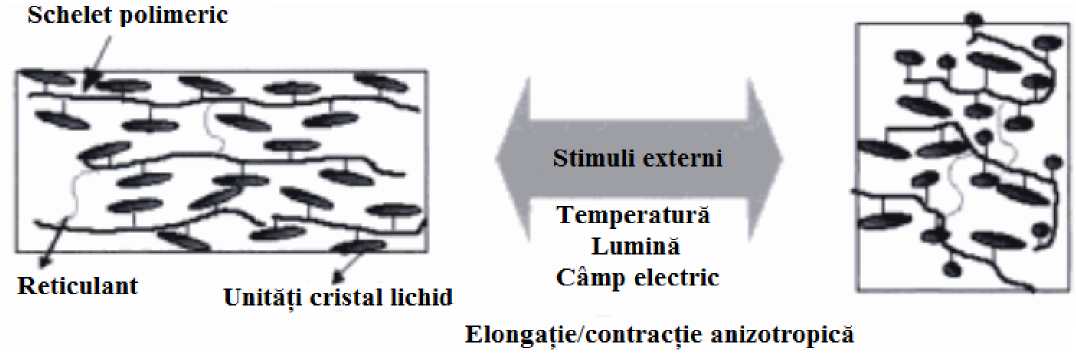


Figura 5.9 *Schema conceptului de actuație într-un elastomer cristal lichid (Naciri şi colab., 2003)*

Cercetătorii au explorat posibilitatea dezvoltării de actuatori pe bază de elastomeri cristal lichid care să imite performanța muşchiului biologic (Shahinpoor, 2000; Naciri şi colab., 2003). Elastomerii cristal lichid oferă un număr de avantaje cum ar fi posibilitatea utilizării lor în stare uscată și ușurința de a introduce multifuncționalități în ei. Aceștia pot fi fabricați în formă de filme, fibre sau tije. La U.S. Naval Research Laboratory s-a demonstrat că ECL pot manifesta proprietăți elastice comparabile cu ale muşchiului. Temperatura de funcționare, deformația și forța generată pot fi modificate variind compoziția monomerilor cristal lichid, densitatea și metoda de reticulare (Naciri și colab., 2003). Figura 5.10 arată actuația unei fibre cu diametrul de 300 μm ca răspuns la curentul electric ce trece prin arcul din NiCr ce înconjoară fibra. Fibra de ELC a prezentat contracții de 45% și eforturi de 460 kPa(Bar-Cohen, 2004).

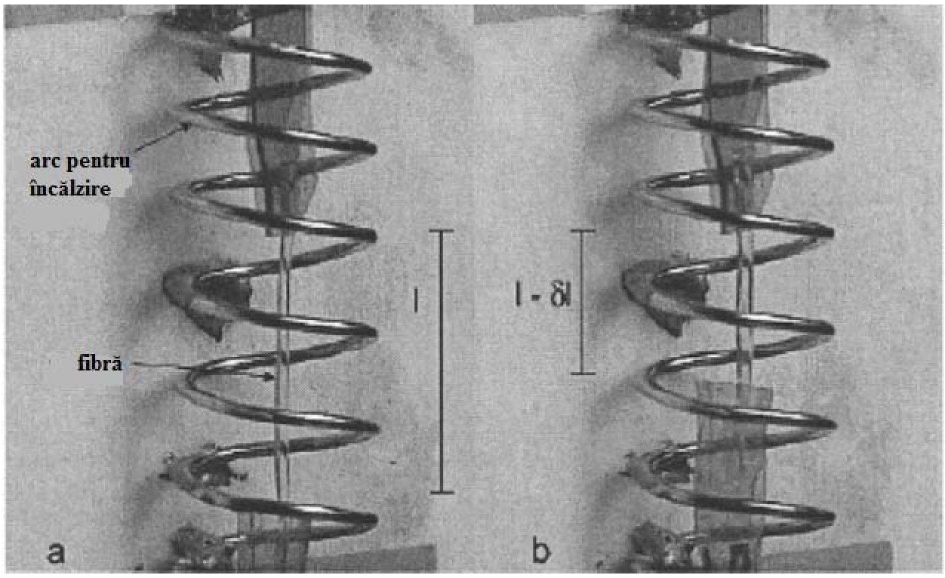


Figura 5.10 *Actuația unei fibre ECL: (a) stare alungită în fază nematică și (b) stare contractată în fază izotropă (Naciri și colab., 2003)*

5.3.3 PEA ionici

5.3.3.1 Geluri polimerice

Gelurile polimer ionic (IPG) pot fi sintetizate pentru a produce actuatori puternici care să se asemene din punct de vedere al forței şi densității de energie cu muşchii biologici. Aceste materiale (ex.: poliacrilonitril - PAN; policlorură de vinil - PVC; polivinilalcool - PVA) sunt în general activate de o reacție chimică, modificarea mediului de reacție de la unul acid la unul alcalin facând ca gelul să devină mai dens respectiv mai umflat. Această reacție poate fi stimulată electric, după cum a fost arătat de către cercetătorii de la Universitatea din Arizona, USA (Calvert şi colab., 1998; Liu şi Calvert, 2000). Atunci când sunt activate, aceste geluri se înconvoaie deoarece catodul devine mai alcalin iar anodul mai acid.

Totuşi, răspunsul acestor geluri cu structură multistrat este relativ lent, datorită nevoii de difuzie a ionilor prin gel. Extinderea şi contracția unui gel de 6×6 cm pe 3×3 cm (Figura 5.11) apare după un timp de 20 min. De asemenea, deplasarea mare indusă duce la deteriorarea electrozilor, actuatorul defectându-se după 2 sau 3 cicluri de activare. Cercetători de la Universitatea din New Mexico au raportat o contracție de 40% în mai puțin de 10 min a unor fibre de PAN acoperite cu platină sau combinate cu fibre de grafit, stimulate cu o tensiune electrică de 10 V (Schreyer şi colab., 2000).

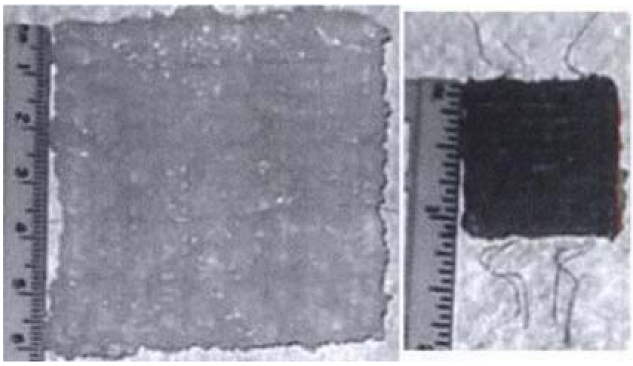


Figura 5.11 *Modificarea de formă prin stimulare electrică simulând modificarea de pH (Liu şi Calvert, 2000)*

Gelurile polimerice neionice care conţin un solvent dielectric se pot umfla sub influenţa câmpului electric continuu cu o deformaţie semnificativă. La Universitatea Shinshu din Japonia, Hirai şi colaboratorii (1999a) au creat un gel pe bază de PVA şi dimetilsulfoxid care realizează îndoire. Astfel, actuatorul gel de 10×3×2 mm a fost supus unui câmp electric şi s-a îndoit la unghiuri mai mari de 90^0 cu o viteză de 60 m/sec. Acest fenomen este atribuit cu injecţia sarcinii în gel şi fluxul sarcinilor solvatate care induc o distribuţie asimetrică de presiune în gel. Un alt gel neionic este PVC, care este în general inactiv atunci când este plasat în câmpuri electrice. Totuşi, dacă PVC este plastifiat cu dioctilftalat (DOF), un plastifiant tipic, el îşi poate menţine forma şi se poate comporta ca un gel elastic neionic. Când gelul este plasat între doi electrozi între care se aplică tensiune electrică, gelul se curbează către anod. Această deformare poate fi menţinută cât timp există câmp electric între electrozi, dar gelul revine la forma iniţială atunci când câmpul electric este oprit (Hirai şi colab., 1999b).

Mecanismul responsabil de comportamentul chemomecanic al gelurilor ionice supuse unei excitaţii electrice este descris de Osada şi Ross-Murphy (1993)iar Gong şi colaboratorii (1994) descriu un model pentru comportamentul contractil al hidrogelului. La Universitatea Hokkaido din Japonia au fost efectuate un număr semnificativ de cercetări şi descoperiri, realizându-se aplicaţii cu polimeri de tip gel ionic. Acestea includ îndoirea indusă electric a gelurilor (Osada şi Hasebe, 1985; Osada şi colab., 1992) şi modificarea reversibilă de volum indusă electric a particulelor gelului (Osada şi Kishi, 1989). Problemele fundamentale şi de modelare legate de aspectul chemo-electro-mecanic al polimerilor cum sunt gelurile ionice sunt descrie în Bar-Cohen (2004).

5.3.3.2 Compozite polimer ionic cu metal (IPMC)

Compozitele polimer ionomeric cu metal (IPMC) sunt polimeri cu caracter polielectrolit (ex.: Nafion® – perfluorsulfonat – produs de DuPont; Flemion® – perfluorcarboxilat – produs de Asahi Glass și Aciplex – produs de Asahi Chemical) placați chimic pe ambele fețe cu un metal nobil (platină sau aur) sau cu electrozi pe bază de carbon. Aceștia se înconvoaie mult la tensiuni electrice mici (1–3 V) şi frecvenţe joase (sub 1 Hz), datorită mobilității cationilor în rețeaua polimerică (Figura 5.12 (a)). În schimb, la capetele electrozilor se generează o tensiune (de ordinul milivolților) când proba de IPMC este supusă unei sarcini mecanice (Shahinpoor şi Kim, 2001). Astfel, IPMC are atât capacitate de actuator cât şi de senzor (Kaneto şi colab., 1995; Nemat-Nasser şi Wu, 2003; Akle şi colab., 2006).

Printre primii care au strudiat proprietățile electroactive ale IPMC au fost Oguro şi colaboratorii (1992) în Japonia şi Shahinpoor (1992) şi Sadeghipour (1992) în Statele Unite.

Modulul Young al IPMC variază între 50 şi 1500 MPa, în funcție de prezența sau absența solventului şi tipul de cationi. De exemplu, în stare umedă, Nafion® are modulul Young cuprins între 90 şi 190 MPa. Au fost raportate deformații de actuație mai mari de 3% (Kim și Shahinpoor, 2002; Shahinpoor și Kim, 2005) şi eforturi de 30 MPa (Shahinpoor și Kim, 2001; Nemat-Nasser, 2002). Figura 5.12 (b) ilustrează încovoierea unei benzi de IPMC.

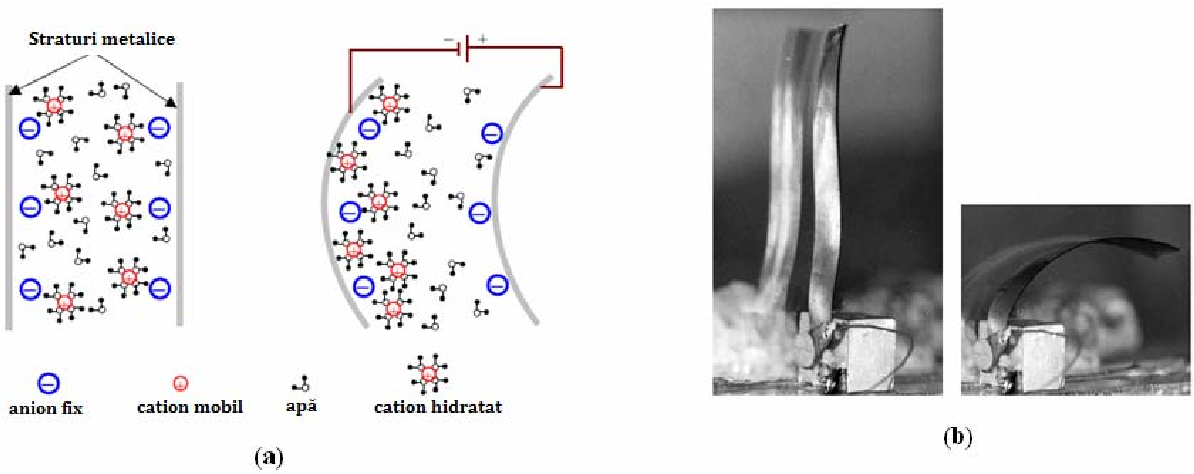


***Figura 5.12** (a) principiul de actuație al IPMC (Shahinpoor şi Kim, 2001); (b) imagine cu o bandă de IPMC în stare relaxată şi activată (Bar-Cohen, 2006)*

În general, conținutul ionic al IPMC este un factor important în răspunsul electromecanic al acestor materiale (Bar-Cohen şi colab., 1999; Nemat-Nasser şi Li,

2000). Răspunsul de îndoire al IPMC a fost mărit folosind cationi de Li^+ care sunt mici şi au mobilitate mare sau cationi mari de tetra-n-butilamoniu care transportă apa printr-un proces aflat încă în studiu. Deplasarea de actuaţie a IPMC a fost mai mult crescută folosind metalizarea aurului pentru o conductivitate mai mare a electrodului (Abe şi colab., 1988; Oguro şi colab., 1999). Mai recent, Wang şi colaboratorii (2007) au arătat că IPMC-uri pe bază de poli(stiren-etilen-butilen-stiren) sulfonat sunt capabili de viteze mari de îndoire la tensiuni constante şi dau răspunsuri armonice excelente la excitaţie sinusoidală.

5.3.3.3 Polimeri conductivi

Polimerii conductivi (PC) sau polimerii conjugaţi, suferă modificări de volum datorită încorporării şi expulziei de ioni prin solvent în timpul ciclului redox (Otero şi colab., 1995; Gandhi şi colab., 1995). Oxidarea şi reducerea care apare la electrozi induce o modificare considerabilă în volum datorită în principal schimbului de ioni cu electrolitul. Doi electrozi din polimer conductiv (ex.: polipirol - PPy, polianilină - PANi sau politiofen - PT) cu un electrolit între ei formează un actuator. Când se aplică tensiune electrică între electrozi, apare oxidarea la anod şi reducerea la catod. Ionii (H^+ în PANi) migrează prin electrolit pentru a echilibra sarcina electrică. Adăugarea de ioni duce la umflarea polimerului iar expulzia la contracţia acestuia, rezultatul fiind încovoierea întregii structuri (Figura 5.13).

Unul din parametrii care afectează răspunsul actuatorului este grosimea straturilor; straturile mai subţiri fiind mai rapide dar inducând forţe mai mici. Deoarece asupra stratului de electrolit acţionează forţe de forfecare puternice, este nevoie ca materialul să fie protejat de degradarea prematură, durata maximă de funcţionare raportată fiind de 3×10^5 cicluri. Actuatorii cu polimer conductiv au nevoie de obicei de tensiuni electrice în domeniul 1 – 5 V. Viteza lor creşte cu tensiunea electrică aplicată iar cu un modulul Young în jur de 1,4 GPa (pentru PANi) se pot obţine eforturi de 5 MPa şi densităţi de energie mecanică de peste 20 J/cm^3, însă cu eficienţă scăzută (~1%) (Madden şi colab., 2002).

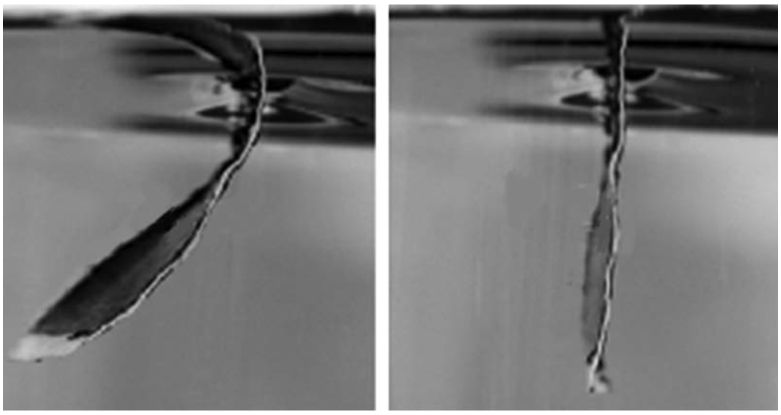


Figura 5.13 *Actuator pe bază de polimer conductiv care prezintă îndoire la stimularea cu o tensiune de 2 V şi 50 mA (Bar-Cohen, 2006)*

Complexele între polipirol şi detergenţii sulfonaţi oferă stabilitate relativ bună în mediu apos dar sunt relativ moi faţă de alţi polimeri conjugaţi. Cei mai mulţi actuatori pe bază de polimeri conductivi folosesc umflarea controlată de tensiunea electrică pentru a induce îndoire. Microactuatori cu polimeri conjugaţi au fost fabricaţi pentru prima dată la Universitatea Linköpings din Suedia, sub formă de cutii miniaturale care se deschid şi se închid prin comandă electrică (Smela și colab., 1995), însă au fost raportate și o serie de aplicații biomedicale (Smela, 2003).Se fac de asemenea eforturi de către grupuri de cercetători pentru dezvoltarea de actuatori cu polimeri conductivi folosind polipirol. Actuatorii raportaţi au produs un efort de aproximativ 5 MPa şi deformaţii moderate (~2%).

5.3.3.4 Nanotuburi de carbon

Nanotuburile de carbon (CNT) au fost descoperite pentru prima dată în anul 1991 de Sumio Iijima în laboratorul de cercetare al NEC, folosind un microscop de înaltă rezoluţie, pe când investiga funinginea din coproduşii obţinuţi în timpul sintezei fulerenelor de carbon prin metoda arcului electric. Nanotuburile de carbon constau dintr-un schelet cilindric din atomi de carbon conectaţi cu legături covalente, cu un diametru sub 20 nm şi o lungime de 100 µm. Acestea au început să fie folosite ca actuatori în 1999 (Baughman și colab., 1999), actuația lor fiind observată atunci când au fost scufundate într-un electrolit. Modificarea lungimii legăturii, datorită injecției de sarcini în nanotuburi, este considerată ca fiind responsabilă pentru deformația realizată.

Într-un CNT, drumul fluxului de electroni este asigurat de o rețea de legături conjugate care leagă atomii de carbon. Electrolitul formează în jurul nanotuburilor un dublu-strat electric, creând un dezechilibru ionic între nanotuburi și electrolit (Figura 5.14 (a)). Lungimea legăturii C-C de asemenea crește, din cauza repulsiei dintre atomii de carbon încărcați pozitiv, formați prin îndepărtarea electronilor. Aceste modificări dimensionale dintr-o rețea de nanotuburi încâlcite sunt traduse într-o deformație macroscopică. Forțele Coulomb domină nivelurile de încărcare mici și moderate, oferind o relație parabolică între deformație și potențialul electric aplicat. La potențiale mari, relația se pierde deoarece ionii și solventul din soluție încep schimbul de electroni cu nanotuburile, descărcând stratul dublu. Pierderile din stratul dublu limitează mărimea deformației maxime care poate fi obținută de actuatorii cu CNT (de la 0,1% până la 1%). Deformațiile mici sunt eclipsate de densitatea de energie uriașă (~ 200 MJ/m^3) care poate fi obținută cu un modul de elasticitate ridicat (640 GPa) și o rezistență enormă la rupere (~1 GPa) (Bar-Cohen, 2004).

Nanotuburile cu mai mulți pereți (MWCNT) sunt alcătuite din mai multe nanotuburi cu un singur perete (SWCNT) dispuse concentric (Figura 5.14 (b)). Nanotuburile de carbon se găsesc sub formă de fibre sau fire și pot funcționa atât ca actuator cât și ca senzor (Mirfakhrai, 2009). Obstacolul cheie în comercializarea actuatorilor din CNT îl reprezintă costul ridicat (500$/g) şi dificultatea de producere în masă. Descoperirile în ceea ce privește procesarea nanotuburilor și nano-asamblarea vor oferi o platformă pentru integrarea lor în dispozitivele MEMS existente și în aplicații cu sisteme nano-electromecanice (NEMS) (Bar-Cohen, 2004).

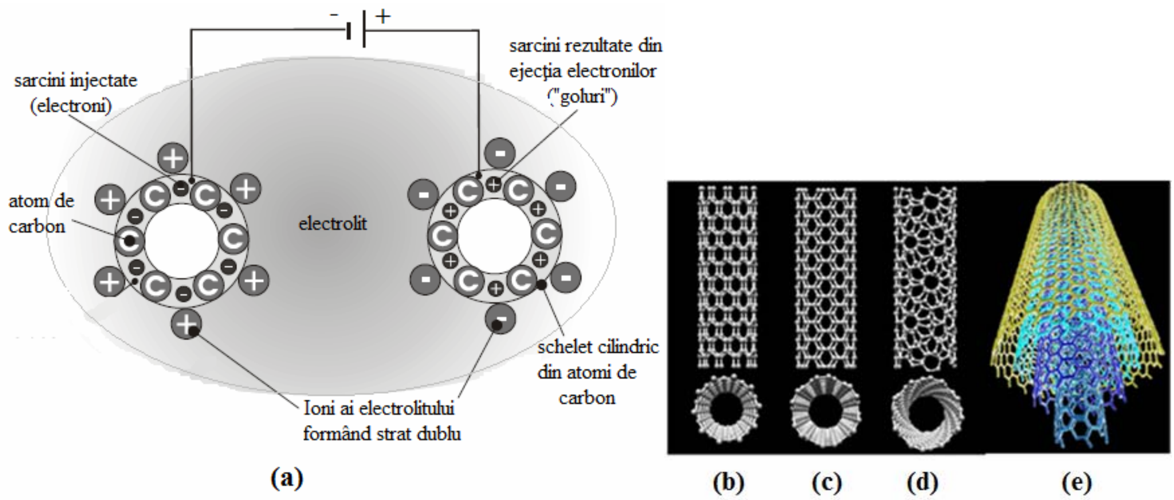


Figura 5.14 (a) Ilustrarea schematică a injecției sarcinii în dublu-strat; (b), (c) şi (d) SWCNT; (e) MWCNT (Mirfakhrai, 2009)

5.3.4 Aplicațiile polimerilor electroactivi

Mecanismele şi dispozitivele care s-au devoltat şi se dezvoltă în continuare folosind polimeri electroactivi au aplicabilitate în diverse domenii precum: industria aerospațială, automobile, medicină, robotică, exoscheleți, mecanisme articulare, industria de divertisment, animatronică, jucării, interfață tactilă şi haptică, controlul activ al vibrațiilor și zgomotului, traductori, generatoare de energie, senzori, dispozitive MEMS, textile inteligente etc. (Bar-Cohen, 2004, 2006; Penella, 2005; Kim și Tadokoro, 2007; Carpi și colab., 2008a; Bar-Cohen și Hanson, 2009; Carpi şi Smela, 2009). În continuare sunt descrise câteva aplicații reprezentative ale polimerilor electroactivi (PEA).

Primul produs comercial acționat cu polimeri electroactivi a fost un robot pește dezvoltat de EAMEX, Japonia (http://www.eamex.co.jp/) în anul 2002. Acest robot pește înota într-un acvariu, fără baterii sau motor, folosind curbarea unui actuator din IPMC plasat la nivelul cozii, care era stimulat prin intermediul unor bobine inductive plasate în partea de sus și de jos a acvariului. Tot la EAMEX au mai fost dezvoltate recent și alte mecanisme acționate cu IPMC, majoritatea din domeniul jucăriilor și animatronicii (Bar-Cohen, 2004).

Conceptul, cinematica și dinamica unui robot pește propulsat de actuatori din IPMC, au fost studiate anterior de către Shahinpoor (1992) și recent de Tan și colaboratorii (2006), Mbemmo și colaboratorii (2008), Chen și colaboratorii (2009, 2010). În Figura 5.15 (a) este prezentat un robot peşte echipat cu o coadă realizată dintr-o singură bucată de IPMC. Acesta se poate deplasa cu o viteză de 2 m/min la o tensiune de 2 V. Pentru a imita cât mai realistic mişcările unui peşte, trebuie luate în considerare şi celelalte înotătoare care contribuie la întreaga locomoție a peştelui în apă, și anume: i) înotătoarea caudală (coada) este în principal folosită pentru propulsie, ii) înotătoarea dorsală (din spate) folosită pentru viraje bruşte şi stabilitate, iii) perechea de înotătoare pectorale folosite pentru întoarcere şi stabilitate, iv) perechea de înotătoare pelvine utilizate în principal pentru frânarea sau încetinirea propulsiei, v) înotătoarea anală (sub peşte, în apropiere de burtă şi coadă) pentru a adăuga stabilitate.

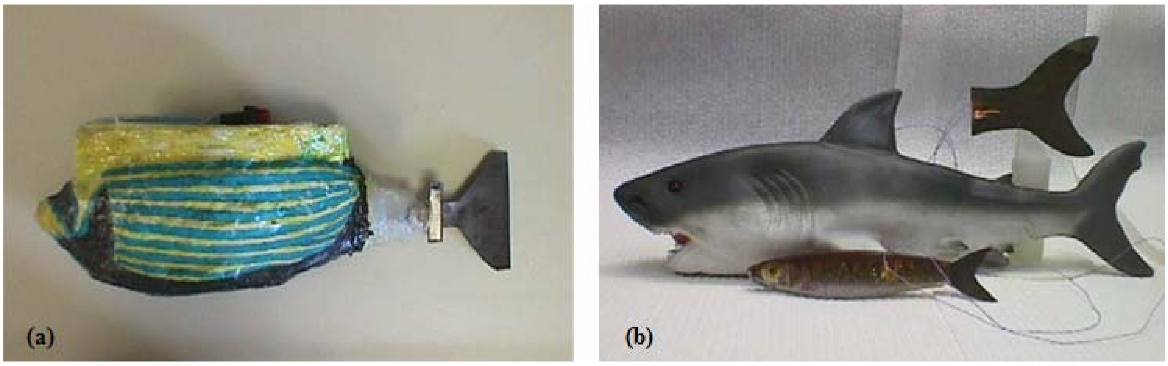
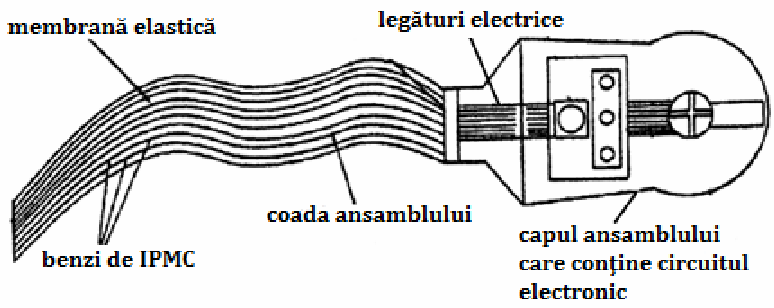


Figura 5.15 *Roboți pește propulsați cu actuatori din IPMC (Shahinpoor și Kim, 2005)*

Figura 5.15 (b) prezintă și alte tipuri de pești roboți cu înotătoare caudale şi pectorale testați. Cerințele înotătoarelor din IPMC pentru realizarea unui pește robot care să fie propulsat fără zgomot sunt: i) trebuie să suporte apa şi să reziste la condițiile dure din ocean în timp ce se deplasează; ii) trebuie să aibă o densitate de forță bună la propulsie, de exemplu pentru o înotătoare caudală obişnuită cu o suprafață de 20 cm^2 va fi necesară o forță de 1 N; iii) trebuie să aibă o bandă de frecvență bună, de cel puțin 10 Hz (Shahinpoor și Kim, 2005).

În figura 5.16 este ilustrat un alt exemplu de robot înotător însă, de această dată, coada este realizată din mai multe benzi de IPMC tăiate şi împachetate.Benzile de IPMC conțin electrozi pe fiecare față și sunt încapsulate într-o membrană elastică, iar unul din capete este conectat la un circuit electronic care realizează ghidajul şi controlul ansamblului.Capul ansamblului în care se află circuitul electronic, este de preferat să fie sigilat şi protejat față de celelalte elemente. Prin varierea tensiunii aplicate pe mănunchiului de benzi din IPMC, se poate modula viteza de curbare a cozii şi, prin urmare, propulsia structurii robot (Shahinpoor și Kim, 2005).



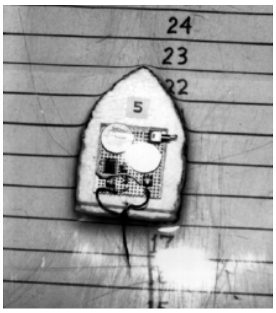


Figura 5.16 *Structura unui robot înnotător (stânga) şi conceptul real (dreapta) (Shahinpoor și Kim, 2005)*

Un alt mecanism biomimetic subacvatic care poate profita de mişcările ample ale benzilor de IPMC este steaua de mare din figura 5.17. Benzile de IPMC se pot curba în sus şi în jos în funcţie de polaritatea tensiunii electrice aplicate, rezultând mişcări asemănătoare cu cele ale stelei de mare.

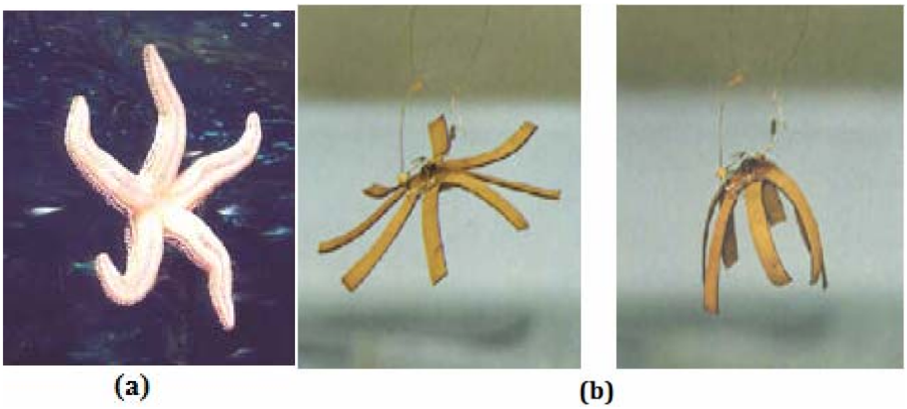


Figura 5.17 *(a) Stea de mare; (b) mecanism din IPMC care imită o stea de mare(Bar-Cohen, 2004)*

Actuatorii din IPMC permit realizarea de structuri contractile de tip roboți serpentină şi târâtori (Figura 5.18). Rezultatele nu sunt foarte încurajatoare din cauza rigidității benzii de IPMC care împiedică târârea.

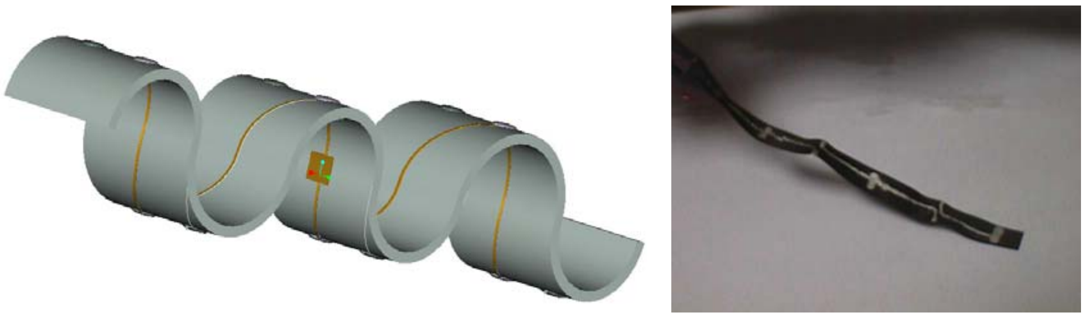


Figura 5.18 *Bandă din IPMC care realizează deplasare în serpentină şi târâre (Shahinpoor şi Kim, 2005)*

Benzile din IPMC pot fi utilizate pentru conceperea unor mecanisme de prehensiune sau grippere, cum sunt cele din figura 5.19. În urma activării electrice a fiecărui actuator din IPMC, degetele gripper-ului se curbează în interior şi în exterior, putând apuca, ţine şi manipula un obiect, asemenea unei mâini.Astfel de grippere pot ridica o greutate de 10,3 g atunci când sunt comandate cu un semnal dreptunghiular de 5 V şi 0,1 Hz. Această capacitate a gripper-ului de a ridica o piatră, a condus lao posibilă aplicaţie propusăde cercetătorii de la NASA/JPL

(Shahinpoor și colab., 1998), pentru prelevarea de probe în condițiile dure ale spațiului extraterestru, unde se găsesc temperaturi de -140^{0}C și presiuni de 1 Torr.

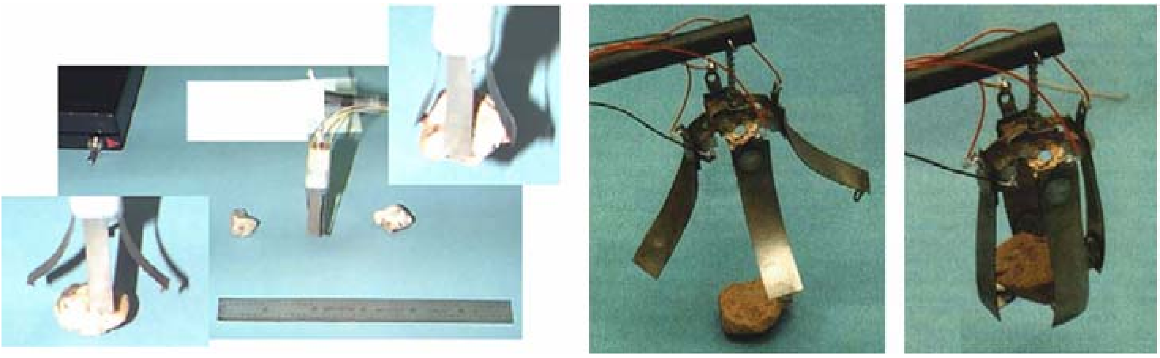


Figura 5.19 *Mecanisme de prehensiune pe bază de IPMC (Bar-Cohen, 2004; Shahinpoor și Kim, 2005)*

Figura 5.20 ilustrează alte exemple de mecanisme biomimetice de prehensiune, și anume, o mână biomimetică alcătuită dintr-o singură coală de IPMC decupată în formă de mână (Figura 5.20 (a)), și un concept de orteză (Figura 5.20 (b)), ce poate fi folosită pentru realibitarea articulațiilor (de genunchi, cot, umăr şold, gât şi degete) la pacienții cu paraplegii şi persoane cu handicap, dar şi în robotică şi în alte aplicații medicale.

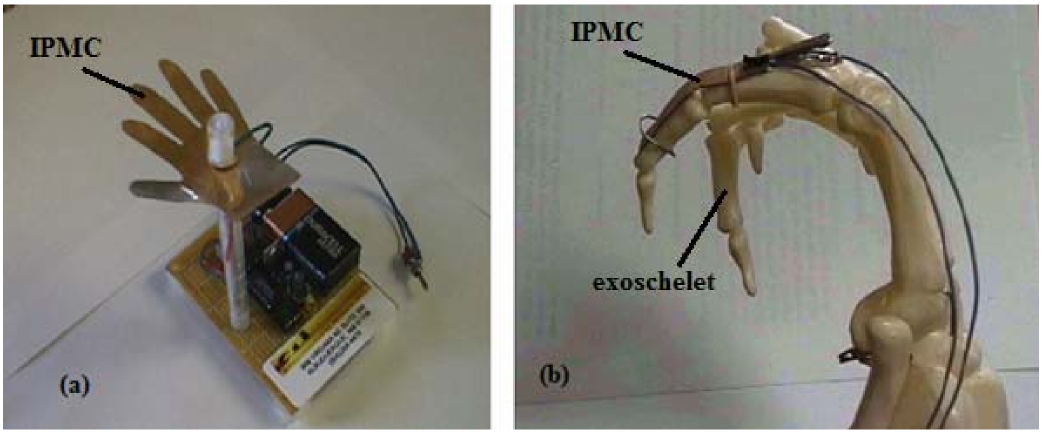
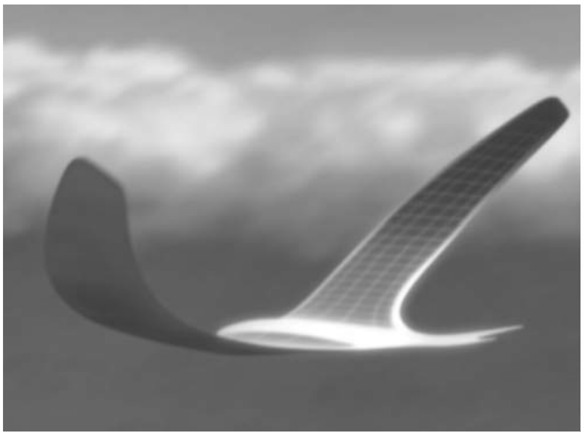


Figura 5.20*(a) Mână biomimetică din IPMC; (b)bandă de IPMC acționând un exochelet(Shahinpoor și Kim, 2005)*

Ca viziune de viitor, Colozza şi colaboratorii (2004) au imaginat un concept de aeronavă pe bază de IPMC care imită zborul unei păsări, ajutată de celule solare polimerice plasate pe aripi (Figura 5.21). Utilizând un profil de zbor similar cu cel al unui şoim sau vultur, aeronava concepută poate plana perioade lungi de timp şi poate folosi bătaia din aripi pentru a recâştiga altitudinea pierdută. Rezultatele nu au întârziat să apară, astfel încât Park și colaboratorii (2004a,b,c) au dezvoltat aripi pe

bază de IPMC care au realizat o deplasare de 2,5 cm și un unghi de torsiune de 5^0, valori măsurate la o tensiune electrică de 10 V și frecvență de 7 Hz. Validarea rezultatelor folosind modelarea cu elemente finite a furnizat o deplasare pe verticală de 4,31 mm şi un unghi de torsiune de $4{,}2^0$.



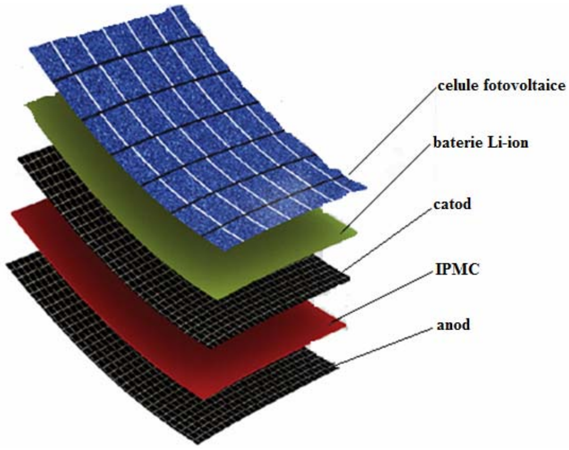


Figura 5.21 *Concept de aeronavă pe bază de IPMC (Bar-Cohen, 2006)*

O aplicație interesantă propusă de cercetătorii de la NASA a fost ștergătorul de praf care curăța lentila unui explorator mobil (Figura 5.22). Această misiune era programată pentru lansarea în spațiu în ianuarie 2002, cu scopul de a investiga suprafața unui asteroid. Operațiunea a fost însă anulată din cauza fondurilor și a altor considerente. Utilizarea IPMC pentru o astfel de aplicație a fost investigată în comun de LaRC NASA (Virginia Tech), Osaka National Research Institute și Kobe University din Japonia.Echipa a utilizat un compozitaur-perfluorocarboxilat dopat cu două tipuri de cationi, tetra-n-butilamoniu și litiu. Ștergătorul era alcătuit dintr-o lamă de 104 mg care avea atașată o perie din fibră de sticlă placată cu aur, dezvoltată de ESLI (San Diego, California). Lama era acționată de un actuator IPMC și supusă la tensiuni electrice înalte atunci când trebuia respins praful (Bar-Cohen, 2004).

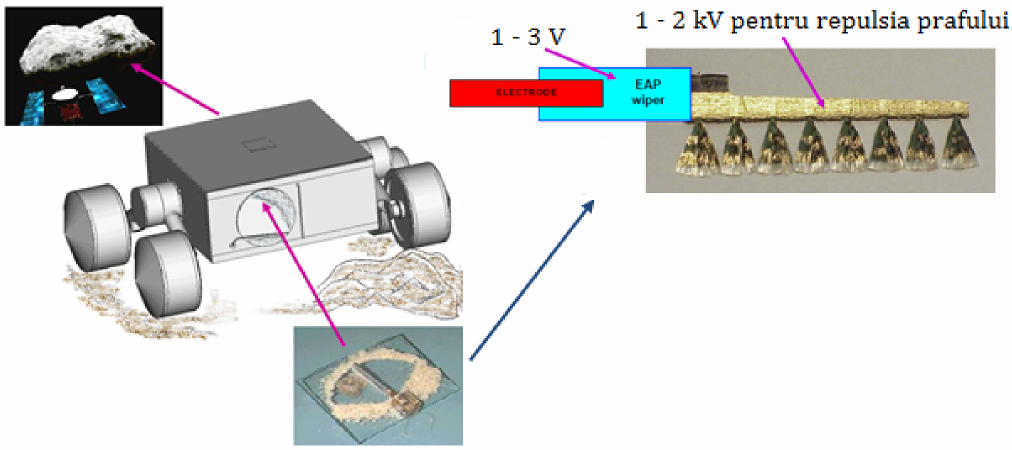


Figura 5.22 *Vedere grafică a exploratorului echipat cu ștergător de praf acționat cu IPMC (Bar-Cohen, 2004)*

Tot din IPMC se pot realiza pompe și valve de dozaj. Aplicând o tensiune sau un curent valvei din IPMC ataşate unui tub şi variind gradul de curbare a IPMC se poate obține un control al fluxului de fluid. Cercetările trebuie continuate în această aplicație în sensul calibrării dispozitivului. Pompa din figura 5.23 este alcătuită din două diafragme de IPMC, cu dimenisiunile de 1 mm lățime, 5 mm lungime şi 0,2 mm grosime. Amplitudinea tensiunii aplicate şi frecvența pot fi ajustate pentru a controla fluxul şi volumul fluidul pompat.O astfel de pompă nu produce zgomot şi are un debit controlabil de câțiva µl/min (Shahinpoor și Kim, 2005).

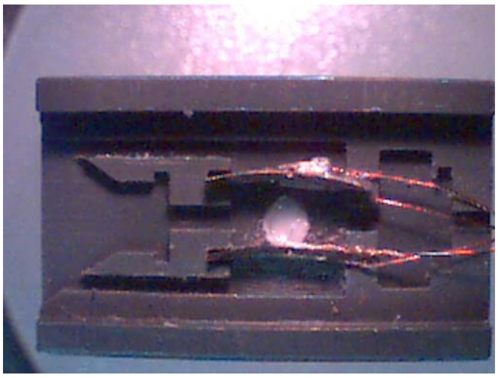


Figura 5.23 *Pompă cu diafragmă dublă din IPMC*

Acest model de pompă poate fi folosit şi în aplicații biomedicale. De exemplu, pompa conține o cameră de pompare care are capătul anterior ataşat la un canal de admisie implantabil în ochi. În cazul unui dispozitiv de control a presiunii intraoculare, canalul de admisie este introdus în camera anterioară a ochiului. Capătul posterior al camerei de pompare este conectat la un canal de evacuare sau

de drenaj, care poate drena fluidele corporale sau distribui medicamente într-o zonă a corpului. În figura 5.24 sunt prezentate diferite configurații de minipompe cu camere de pompare circulare sau dreptunghiulare. Un sistem alternativ extern de alimentare, care să conțină o bobină de inducție biocompatibilă cu armătură din fire de aur, ar putea fi activat transcutanat, ajustat, investigat şi controlat de un chirurg. Dispozitivul este echipat în plus, cu o pereche de valve ajustabile plasate la îmbinarea dintre canalul de admisie şi cel de evacuare. Valvele suntutilizate pentru areglafluxul de lichidprincamera de pompare. Se poate utiliza un sistemde reglare a presiunii care conțineun senzor de presiune şi un microprocesor de control al pompei. Diafragmele din IPMC au fost prinse între doi electrozi inelari placați cu aur. Electrozii inelari au fost tăiați din tuburi circulare sau dreptunghiulare de cupru şi apoi placați cu aur. Camerele au fost de asemenea echipate cu armătură placată cu aur pentru a funcționa ca o bobină inductivă receptoare, stimulând minipompa în cazul în care este implantată în corpul unor pacienți sau la distanță, unde nu este uşor accesibilă la o sursă directă de energie. Figura 5.25 ilustrează o minipompă cu două diafragme asupra căreia s-au făcut experimente pentru investigarea caracteristicilor de pompare (Shahinpoor și Kim, 2005).

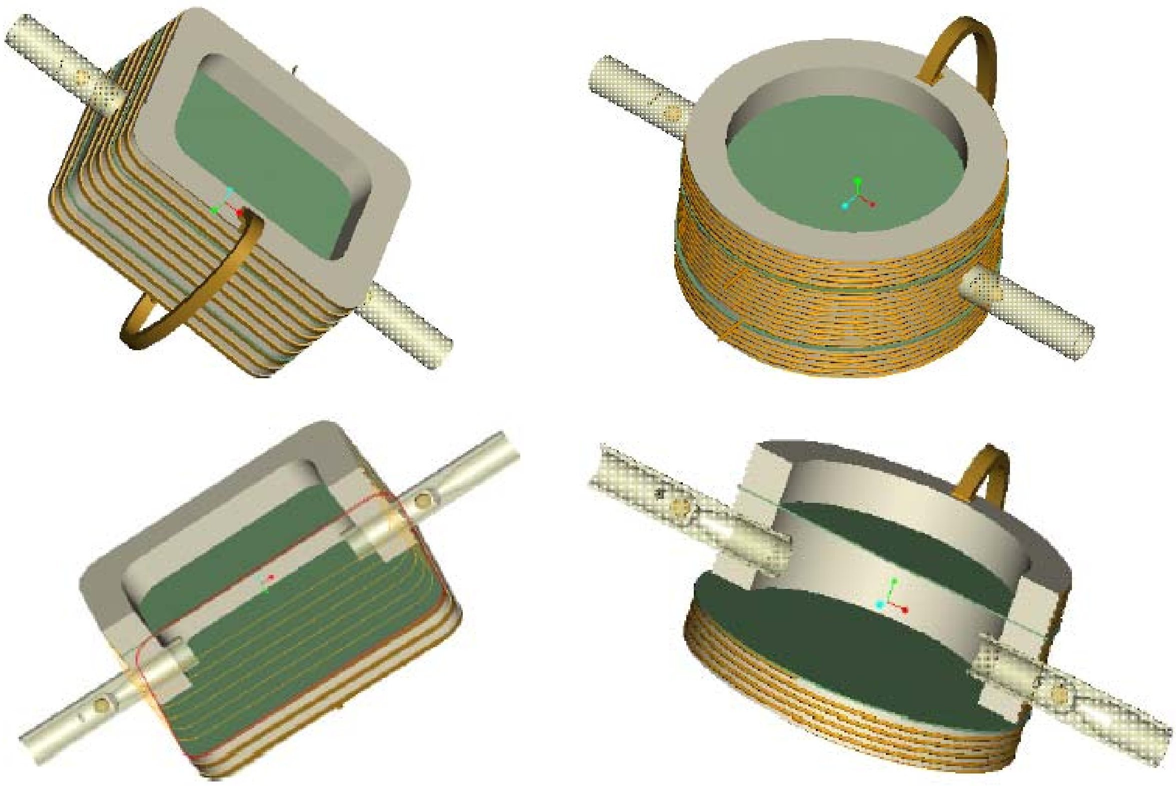


Figura 5.24 *Conceptele a două mini-pompe cu diafragmă dublă din IPMC şi bobină inductivă (Shahinpoor și Kim, 2005)*

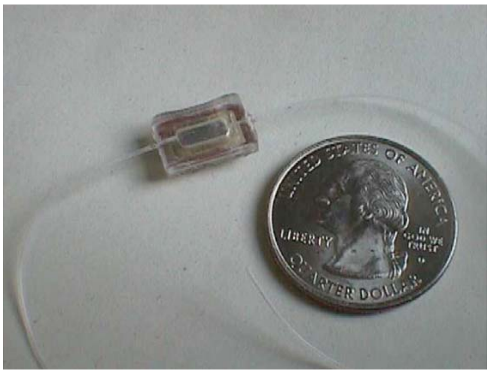


Figura 5.25 *Minipompă echipată cu două diafragme din IPMC (Shahinpoor şi Kim, 2005)*

Figura 5.26 ilustrează două exemple de actuatori din IPMC cu mai multe grade de libertate care pot dezvolta mişcări tridimensionale.

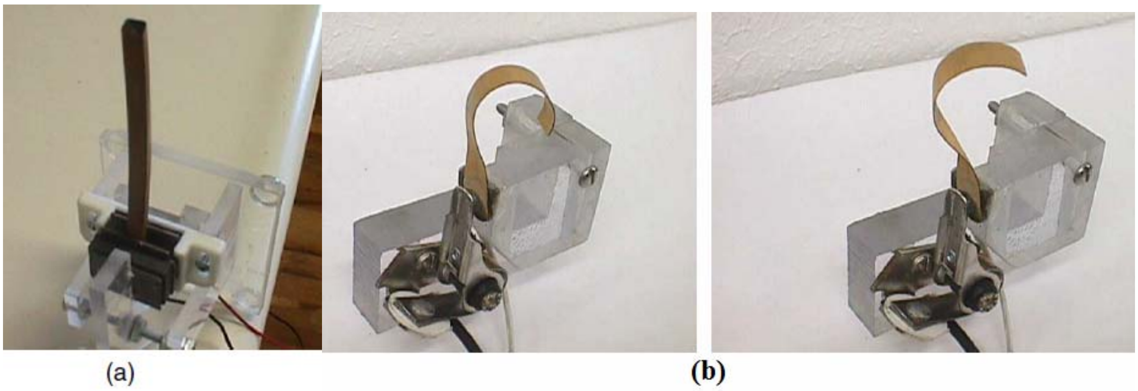


Figura 5.26 *Actuatori IPMC: (a) tijă cu profil pătrat;(b) bandă curbată (Shahinpoor şi Kim, 2005)*

Polimerii conductivi sunt foarte potriviţi pentru aplicaţii ca microactuatori. Polipirolul (PP) dopat cu anioni imobili mari de dodecilbenzen sulfonat (DBS) a fost cel mai utilizat. Acest sistem oferă o mişcare fină a polimerului, doar cationii sunt speciile mobile, dar şi stabilitate şi durată mare de viaţă. Electrolitul poate fi atât soluție apoasă salină (NaDBS sau NaCl) cât şi un hidrogel, atunci când sistemul funcționează în aer. Microactuatorii din polimer conductiv sunt alcătuiți din benzi dublu- sau multistrat de PP/Au sau PP/Au/Poliimidă care se ondulează şi îndreaptă în urma activării. Se pot utiliza pentru a apuca obiecte mici. Figura 5.27 prezintă trei actuatori dublu-strat de 500 μm lățime care apucă un fir de 0,5 mm. În aceste degete pot fi adăugate elemente rigide la diferite unghiuri pe lungimea actuatorului pentru controlul mişcării. Aceste elemente rigide pot transforma degetele curbate în spirale cu o întoarcere la dreapta sau la stânga (Figura 5.28). Adăugând mai mulți microactuatori se poate obține o structură complexă. Se pot adăuga plăci rigide la

capetele straturilor duble, având rol de balamale. Plăcile se pot roti de la 0 la 270^0 până lovesc suprafața substratului, în funcție de design-ul dispozitivului, şi pot fi folosite ca oglinzi sau pentru a modifica suprafața unui dispozitiv prin expunerea uneia din fețele plăcii. Ele au fost combinate în serie, generând cutii miniaturale care se închid şi deschid singure (Figura 5.29).



Figura 5.27 *Microactuatori dublu-strat care apucă un fir (Wilson și colab., 2007)*



Figura 5.28 *Mişcarea în spirală a unui microactuator PP cu elemnte rigide (Wilson și colab., 2007)*

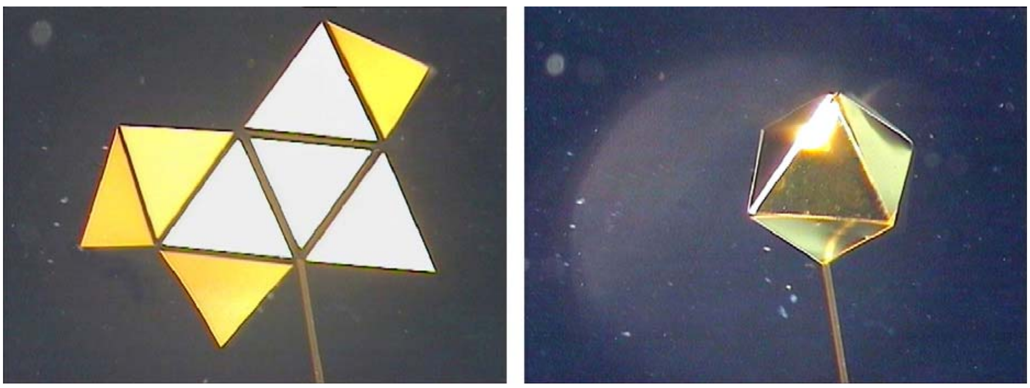


Figura 5.29 *Octaedru care se asamblează singur (Wilson și colab., 2007)*

Stimularea unei plăci poate duce la construirea unui pixel în mişcare. Capacelepotfi, de asemenea, construitepentru a închideşi redeschide

microcavitățisaumicrofiolecare ar puteaconținemedicamentesau celule. Acestemicrocavitățietanşear puteafi, de asemenea, utilizate şi ca vasemici cu un volum de ordinulnano-şi picolitrului. Celulele clinice sunt un astfel de dispozitiv. Acestea sunt microcavități cu electrozi integrați în partea de jos şi un capac realizat din balamale de PP (Figura 5.30).

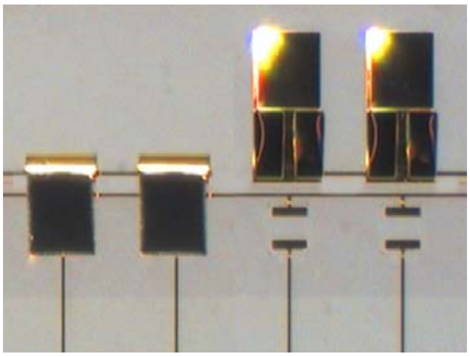


Figura 5.30 *Două celule clinice în stare închisă şi deschisă (Wilson şi colab., 2007)*

În urma combinării într-un singur dispozitiv a unui număr de actuatori controlați individual, se poate obține o structură complexă. Astfel, s-a realizat un microrobot alcătuit din microactuatori cu PP combinați cu elemente rigide din răşină de benzociclobuten (BCB) pentru a forma un „braț robotic" alcătuit dintr-un „cot", o „încheietură" şi o „mână" cu 2 – 4 degete. Brațul a avut o lungime de doar 670 µm. Cu acest braț s-au putut prinde, ridica şi transporta pe o suprafață, mărgele de sticlă de 100 µm (Figura 5.31).

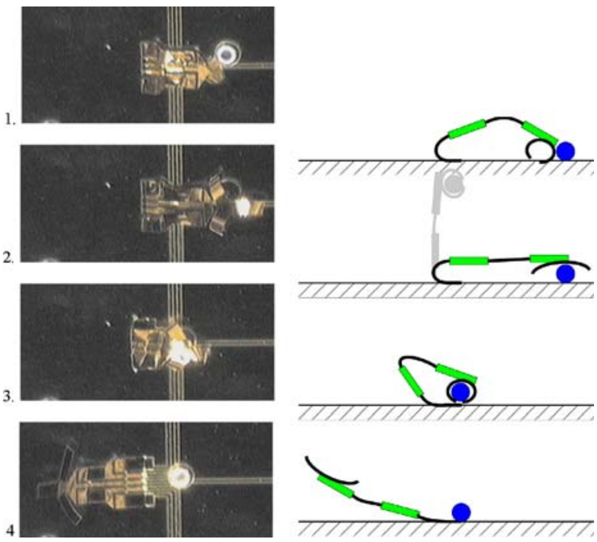


Figura 5.31 *Prinderea şi eliberarea unei mărgele de sticlă (stânga) şi desenul schematic al mişcării microrobotului. Brațul microrobot are trei microactuatori cu PP plasați la* 120^0 *între ei, doi microactuatori care formează încheietura mâinii şi doi care formează cotul (Wilson şi colab., 2007)*

Microactuatorii cu PP sunt de asemenea utilizați ca elemente active în valve microfluidice (Figura 5.32). Plăcile mai sus menționate, acționate de microactuatori PP balama, au fost utilizate pentru controlul debitului în microcanale din cauciuc siliconic (polidimetilsiloxan - PDMS) asamblate pe o placă de siliciu (Figura 5.33) şi pentru deschiderea recipientelor de eliberare a medicamentelor („medicamente inteligente").

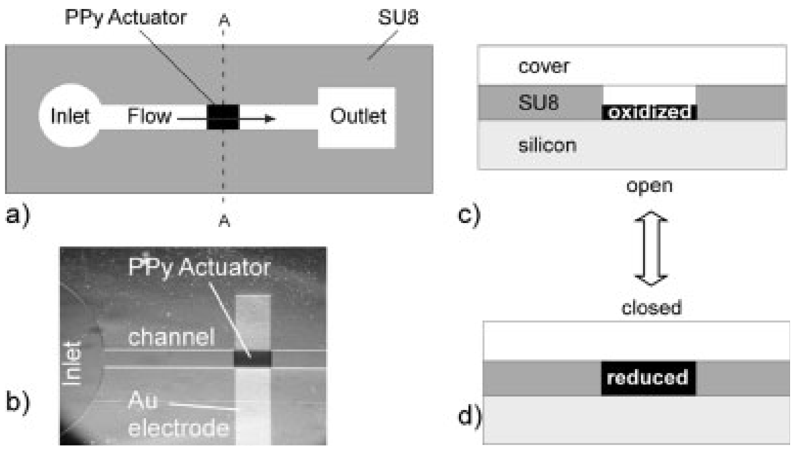


Figura 5.32 *Microvalvă cu actuator PP pentru închiderea unui canal (Wilson și colab., 2007)*

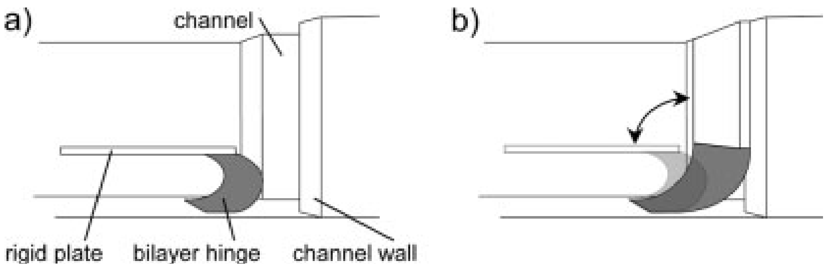


Figura 5.33 *Microvalvă dezvoltată de Petterson şi colaboratorii folosind un actuator PP/Au care roteşte o placă rigidă pentru a închide un canal: (a) valva deschisă, (b) valva închisă (Wilson și colab., 2007)*

Pentru a putea utiliza polimerii electroactivi în aplicații medicale, de exemplu ca organe artificiale, trebuie să ținem cont de compatibilitatea biologică – evitând rejecția, şi de abilitatea lor de a satisface cerințele pentru a putea funcționa ca înlocuitori ai unui organ. Se pare că PEA electronici sunt cei mai potriviți pentru astfel de aplicații deoarece sunt robuşti şi generează forță mare de actuație, însă domeniul larg de tensiune, de la sute la mii de volți, este îngrijorător. Chiar dacă curentul electric este relativ mic, utilizarea tensiunilor înalte poate provoca pericole cum ar fi formarea cheagurilor de sânge sau leziuni, datorită tensiunii de

străpungere şi scurtcircuitelor în organism. Pe de altă parte, PEA ionici sunt sensibili chimic şi necesită protecție. De asemena, este dificil să li se mențină poziția statică, în special pentru IPMC, deoarece aceste materiale implică reacție chimică, însăși tensiunea electrică continuă provocând reacție (Bar-Cohen, 2006).

Disponibilitatea tot mai mare de materiale PEA care prezintă forță mare şi deformație mare de actuație, deschide noi căi în medicină și bioinginerie în ceea ce privesc dispozitivele medicale pentru diagnostic, tratament şi reabilitare a omului. Polimerii conductivi, din categoria PEA ionici, au o serie de proprietăți care îi fac potriviți pentru aplicații medicale, de diagnostic in-vitro. Avantajele lor ar fi tensiunea mică de funcționare, consum redus de putere, biocompatibilitate, sunt uşor de fabricat şi integrat prin procesele obişnuite de microfabricație. Astfel, companii precum Micromuscle din Suedia (www.micromuscle.com) au folosit microactuatori cu polimer conductiv în aplicații cu dispozitive medicale, ca de exemplu în procedura intervențională vasculară. Microactuatorii cu polimeri conductivi au permis o serie de funcții, cum ar fi controlul mişcării şi proprietăților mecanice a dispozitivelor, prinderea şi eliberarea unor obiecte în zonele vasculare, inspecția vaselor etc. Figura 5.34 ilustrează două exemple de aplicații biomedicale ale polimerilor conductivi (Wilson și colab., 2007).

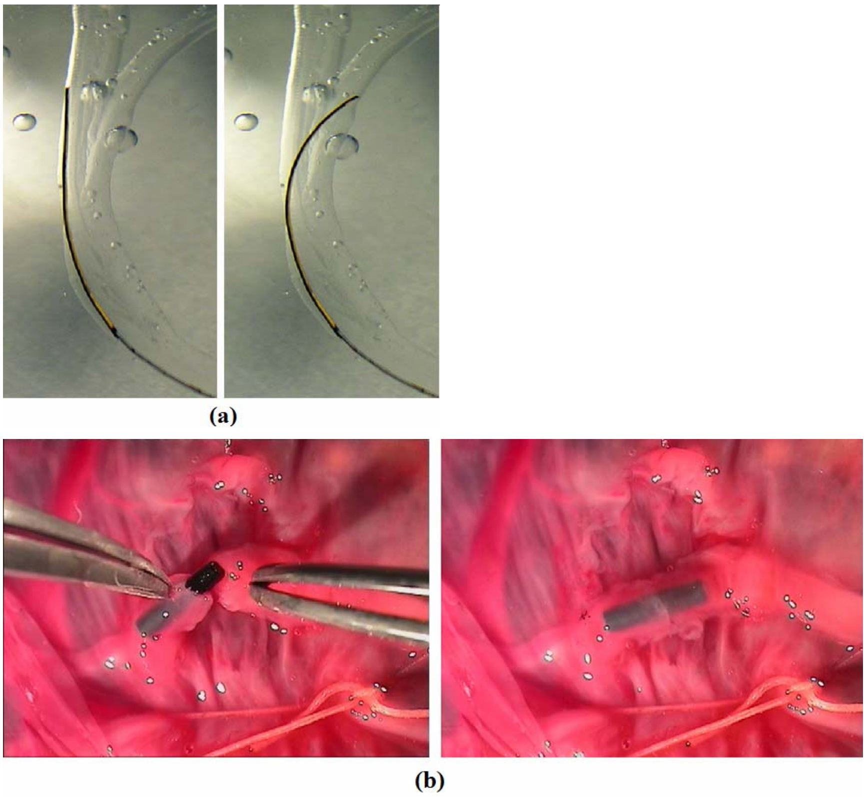


Figura 5.34 *(a) Dispozitiv dirijabil prin vase, (b) micro-anastomoză realizată cu un tub implantabil din PEA contractibil şi expandabil (Wilson și colab., 2007)*

Della Santa și De Rossi (1996)de la Universitatea din Pisa au dezvoltat un dispozitiv de ghidare de tip cateter (tub cu diametrul de 0,8 mm) din polimeri conductivi pe bază de polipirol care s-a îndoit până la 30^0, având o forță distală de aproximativ 4 g. Într-un studiu următor, ei au construit un cateter lung de 30 mm și cu un diametru extern de la 0,6 la 1,4 mm, folosind un compozit de polimer conductiv PANi/ClO_4 cu elastomer electrolit solid (care conținea $Cu(ClO_4)_2$) (Mazzoldi și De Rossi, 2000).

Un mecanism similar a fost explorat de o echipă de cercetători de la Osaka National Research Institute (ONRI) și Japan Chemical Innovation Institute (JCII) (Onishi și colab., 1999) folosind un tub din IPMC cu electrozi din aur pentru a permite controlul direcției de îndoire (Figura 5.35). Ei au împărțit tubul în patru segmente paralele cu axa de ghidare. Aplicând polarități opuse segmentelor din IPMC, perpendicular pe ghidaj, ele au putut fi îndoite în direcția dorită. Cateterul care avea 15 mm lungime și 0,6 mm diametrul exterior a demonstrat o îndoire de peste 90^0 în toate direcțiile folosind o tensiune între perechile de electrozi de până la 3 V.

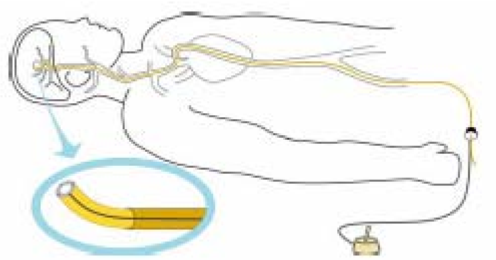


Figura 5.35 *Cateter activ pe bază de IPMC (Bar-Cohen, 2004)*

Există o multitudine de aplicații în protezare şi ortezare în care elastomerii dielectrici ar putea funcționa cu succes ca muşchi artificial (Ashley, 2003), datorită unor avantaje printre care se pot aminti: greutate redusă, actuație multidirecțională, scalare şi modularitate, cost mic, zgomot redus şi biocompatibilitate (Herr și Kornbluh, 2004; Biddiss şi Chau, 2008). De asemenea, polimerii moi se pot utiliza şi ca înveliş pentru proteze, cu rol de piele artificială (De Rossi și colab., 2005).

Poate cel mai bun exemplu care demonstrează de ce elastomerii dielectrici mai sunt numiți muşchi artificiali este meciul de forță dintre un braț uman și un braț robot acționat cu actuatori din elastomeri dielectrici, care a avut loc în anul 2005 în cadrul unei conferințe EAPAD (Bar-Cohen, 2006). La competiție au participat trei brațe robot dezvoltate de cercetători de la Environmental Robots Incorporated (ERI)

din New Mexico, Swiss Federal Laboratories for Materials Testing and Research, EMPA (Dubendorf, Switzerland) şi Engineering Science and Mechanics Department, Virginia Tech.Brațul realizat de ERI (Figura 5.36) a rezistat 26 de secunde împotriva oponentului uman. Acesta a avut dimenisunea unui braț uman mediu şi a fost fabricat din polipropilen şi Derlin. Brațul robot a fost acționat cu două grupuri de muşchi artificial. Un grup a fost realizat din elastomeri dielectrici elastici folosiți pentru a menține forța de echilibru, iar celălalt grup a fost compus din benzi de IPMC care se curbează pentru a creşte sau scade forța elastică principală. Brațul celor de la EMPA (Kovacs și colab., 2007) (Figura 5.37) a rezistat doar 4 secunde. Acest braț a fost acționat de 250 de actuatori rolă multistrat din elastomeri dielectrici organizați în 4 grupuri. Un singur grup de actuatori a putut ridica aproximativ 20 kg. Folosind controlul electronic, aceşti actuatori au funcționat similar cu muşchiul natural, în configurație antagonistă. Brațul a avut un înveliş exterior realizat din fibră de sticlă care a fost folosit ca ecranare pentru partea electrică. Structura brațului a fost realizată dintr-un compozit de fibră de sticlă şi fibre de carbon. În final, brațul realizat de cei trei elevi seniori de la Engineering Science and Mechanics Department, Virginia Tech (Figura 5.38), a rezistat 3 secunde. Ei au folosit loturi de fibre din gel poliacrilonitril (PAN). Acest material PEA a arătat experimental că poate produce deformație liniară de aproape 200% şi forță de tragere mai mare decât cea a muşchiului uman (Schreyer și colab., 2000). Pentru a împacheta fibrele şi substanțele chimice care alcătuiesc actuatorul PEA, ei au proiectat o celulă electromecanică. Pentru scheletul brațuluiau folosit un material compozit şi, pentru susținere, această structură a fost pusă pe o bază de aluminiu.



Figura 5.36 *Braț robot realizat de ERI contra oponentului uman (Bar-Cohen, 2006)*



Figura 5.37 *Braț realizat de EMPA. Eleva foloseşte o mănuşă de cauciuc pentru a se proteja de circuitul electric (Bar-Cohen, 2006)*



Figura 5.38 *Brațul celor trei elevi de la Virginia Tech (Bar-Cohen, 2006)*

Diafragmele din elastomer dielectric care se bombează sunt foarte potrivite pentru aplicații ca pompe active și valve microfluidice, unde există un cuplaj direct între energie și încărcarea externă. Diafragmele pot fi de asemenea folosite pentru sisteme optice adaptive, pentru controlul rugozității suprafețelor unde actuatorul trebuie doar să sufere o modificare în aspect sau textură. Loverich și colaboratorii (2006) prezintă într-o lucrare construcția și performanța unei micropompe din elastomer integrată pe un cip. Pimpin și colaboratorii (2004) raportează construcția unui microactuator alcătuit dintr-un elastomer siliconic (Sylgard 186) pe care s-au depus electrozi metalici din Cr/Au în formă de cercuri concentrice, iar Maffli și colaboratorii (2012) descriu și ei un tip de pompă cu elastomer dielectric.

Ca pompe, actuatorii diafragmă din filme siliconice cu diametrul de 3 mm au produs presiune până la 20 kPa (3 psi), în timp ce diafragmele din filme acrilice cu diametre de până la 17 mm au produs presiuni de 10 kPa. Au fost demonstrate de asemenea pompe mici care folosesc diafragme monostrat și valve unidirecționale. Aceste pompe au produs debite de aproximativ 30 – 40 ml/min și presiuni de până la 2500 Pa. Pentru a mări presiunea se pot folosi pompe în cascadă sau diafragme mai subțiri. O proprietate atractivă a diafragmelor din elastomer dielectric, spre deosebire de diafragmele piezoelectrice, este aceea că deplasarea poate fi relativ mare fără a sacrifica performanța altor parametri. Filmele cu performanță cea mai ridicată au realizat deflexie de 50%, sau mai mult, din diametrul diafragmei. Figura 5.39 arată un actuator diafragmă cu film acrilic care suferă deformație mare, modificându-și forma de la una plată la o semisferă (Bar-Cohen, 2004).

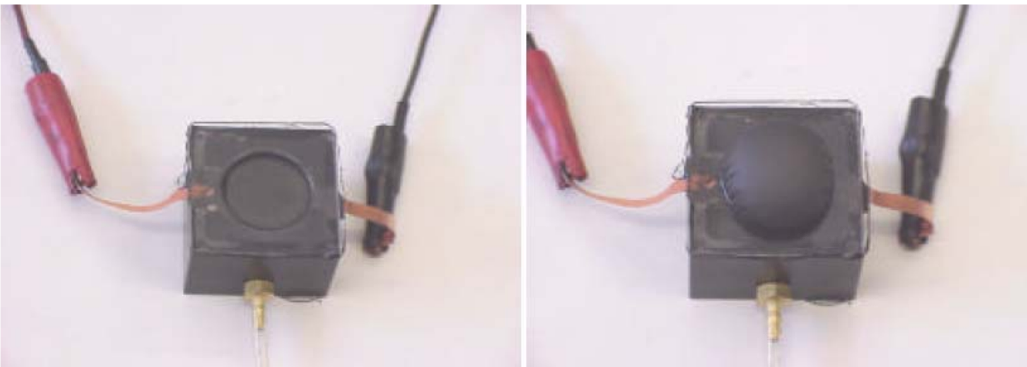


Figura 5.39 *Deflexia (bombarea) unei diafragme din film acrilic (Bar-Cohen, 2004)*

Recent, Piyasena și colaboratorii (2009) au raportat prototipul unei micropompe acționată electroosmotic realizată prin litografie. Conceptul acestei micro-pompe este prezentat în figura 5.40 Se observă că este alcătuită din două camere din elastomer Sylgard 184, una de expansiune și una cu fluid, conectate prin micro sau nanocanale. Aplicarea unei tenisuni electrice între electrozi duce la o pompare electroosmotică în fiecare microcanal. Aceasta duce la umplerea camerei de expansiune cu lichid suplimentar, materialul flexibil care formează celula de acționare deformându-se până în punctul în care forța elastică de revenire a materialului sau încărcarea externă egalează presiunea creată în canale. Mai multe canale conectate în paralel cresc debitul și prin urmare, viteza de actuație.

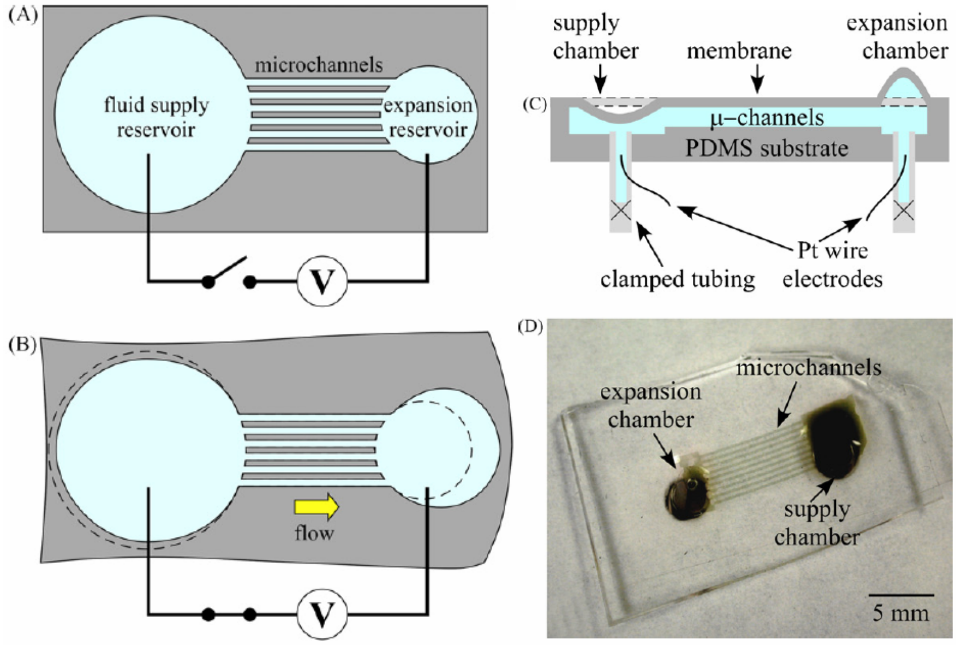


Figura 5.40 *(A) Vedere schematică a celulei de acționare neactivată; (B) Pomparea electroosmotică a fluidului de la stânga (anod) la dreapta (catod), care duce la mărirea camerei de expansiune; (C) Vedere schematică a secțiunii transversale a prototipului; (D) Fotografie cu vederea de sus a prototipului umplut cu apă (vopsit maro pentru vizualizare) (Piyasena și colab., 2009)*

Actuația celulei flexibile a fost înregistrată cu o cameră video iar deflexia a fost măsurată folosind un senzor de forță/deformație. Traductorul a fost conectat cu un calculator printr-o placă de achiziție și datele au fost înregistrate folosind soft-ul LabVIEW. La aplicarea unei tensiuni înalte, membrana camerei de expasniune este deviată în sus (Figura 5.41), în timp ce membrana camerei de alimentare cu fluid este deviată ușor în jos. Deflexia a crescut odată cu tensiunea iar la 10 kV s-a înregistrat o deflexie substanțială de 400 μm în centrul membranei.

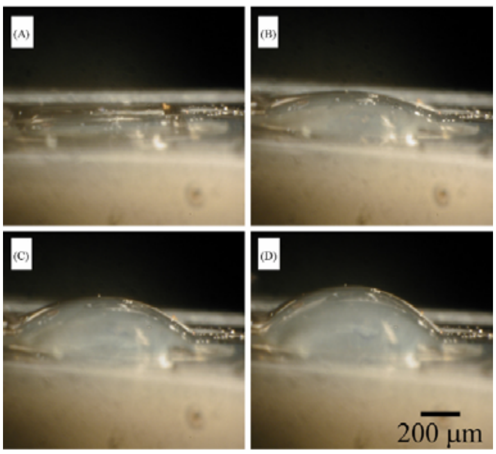


Figura 5.41 *Deflexia membranei la diferite tensiuni: (A) 0 kV; (B) 1 kV; (C) 5 kV; (D) 10 kV (Piyasena și colab., 2009)*

Rosset și colab. (2009) și Shea(2011) au raportat deflexii ale unor membrane de PDMS cu ioni de aur implantați, de până la 25% (aproximativ 750 μm) din diametrul lor, un procentaj de deplasare mult mai mare față de MEMS-urile siliconice. Actuatorii cu membrană din PDMS și ioni de aur implantați au durată foarte mare de viață, ei fiind activați un timp echivalent a peste 2 milioane de cicluri. Figura 5.42 prezintă deflexiile verticale a trei membrane de PDMS cu diferite diametre în funcție de tensiunea electrică aplicată.

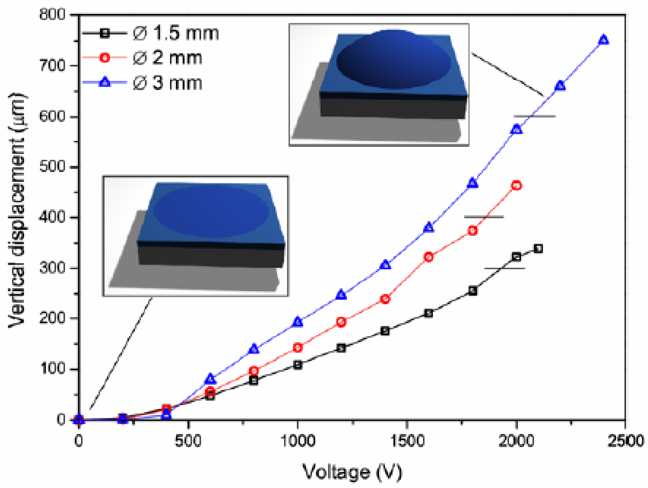


Figura 5.42 *Deflexia în funcție de tensiunea de actuație pentru trei membrane din PDMS cu diametre diferite (Rosset și colab., 2009)*

Astfel de actuatori au fost propuși pentru realizarea de lentile regabile, pe baza principiului ilustrat în figura 5.43 (a). Când se aplică tensiune electrică pe membrana activă, ea se extinde în suprafață, mărindu-și raza de curbură, iar membrana pasivă cuplată printr-un fluid, folosită ca lentilă, își micșorează curbura, prin urmare mărindu-și lungimea focală. În prima generație de lentile Niklaus și colab. (2010) au folosit implantare de ioni pentru a realiza contactele electrice de pe ambele fețe ale membranei, dar se putea înlocui un contact implantat cu un lichid conductiv ca fluid optic. În figura 5.43 (b) este o diagramă simplificată a ansamblului de două lentile reglabile și doi actuatori. Folosind o tensiune electrică de la 0 la 1,7 kV s-a obținut un domeniu de reglare de la 4 mm la 8 mm pentru o lentilă cu diametrul de 2 mm. Viteza de reglare este de aproximativ 1 secundă, limitată de rigiditatea membranei și greutatea fluidului care trebuie să fie deplasat. Reducând cantitatea de fluid optic utilizat se pot obține timpi de reglare mult mai

buni. După cum se poate observa în figura 5.43 (c), membrana lentilelor nu este implantată, oferind o transmisie optică mult mai bună și un domeniu de reglare mult mai mare.

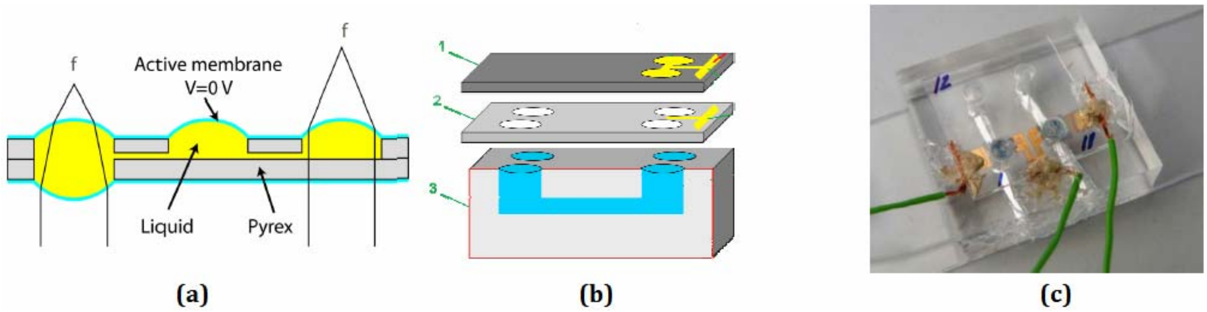


Figura 5.43 *(a) secțiune transversală a conceptului de lentile reglabile, fiecare lentilă este cuplată la o membrană activă printr-un fluid optic; (b) diagramă simplificată a ansamblului de două lentile care constă dintr-o placă de PDMS cu canal fluidic (3), o placă de Pyrex cu găuri (2) și o membrană din PDMS (1) cu contacte implantate; (c) poză a conceptului de lentile reglabile (Niklaus și colab., 2010)*

O altă aplicație care folosește bombarea unei membrane este oglinda orientabilă pe două axe cu diametrul de 3 mm din figura 5.44. Electrodul superior este divizat în trei părți izolate din punct de vedere electric, obținându-se astfel trei actuatori care pot fi activați separat, întregul dispozitiv realizând mișcări complexe. O oglindă plasată pe electrodul superior va putea fi orientată în funcție de unghiul dorit (Punning și colab., 2011).

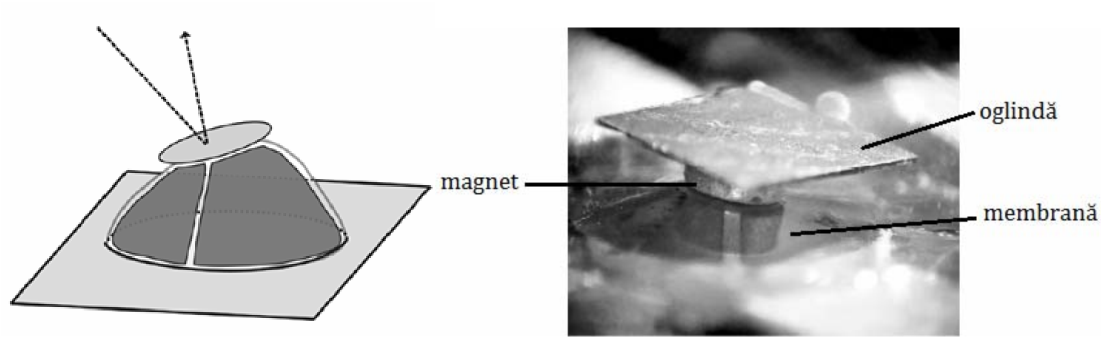


Figura 5.44 *(a) Schema unei membrane al cărei electrod superior este divizat, divizând membrana în trei segmente. (b) membrană cu diametrul de 3 mm bombându-se (Punning și colab., 2011)*

Actuatorii elastomer dielectric înrămați, alcătuiți dintr-un film de elastomer întins pe un cadru rigid, pot fi utilizați în aplicații optice, ca de exemplu ca întrerupător sau modulator optic (Srinivasan Uma, 2004; Galler și colab., 2006). În cazul întrerupătorului, zona opacă de pe electrod întrerupe fasciculul de lumină

atunci când actuatorul este activat. Avantajul este simplitatea şi costul scăzut al structurii. În cazul modulatorului optic, electrodul devine treptat mai puţin opac, pe măsură ce aria acoperită cu electrozi creşte. În figura 5.45 sunt ilustrate două exemple de actuatori înrămaţi folosiţi ca modulatori optici.

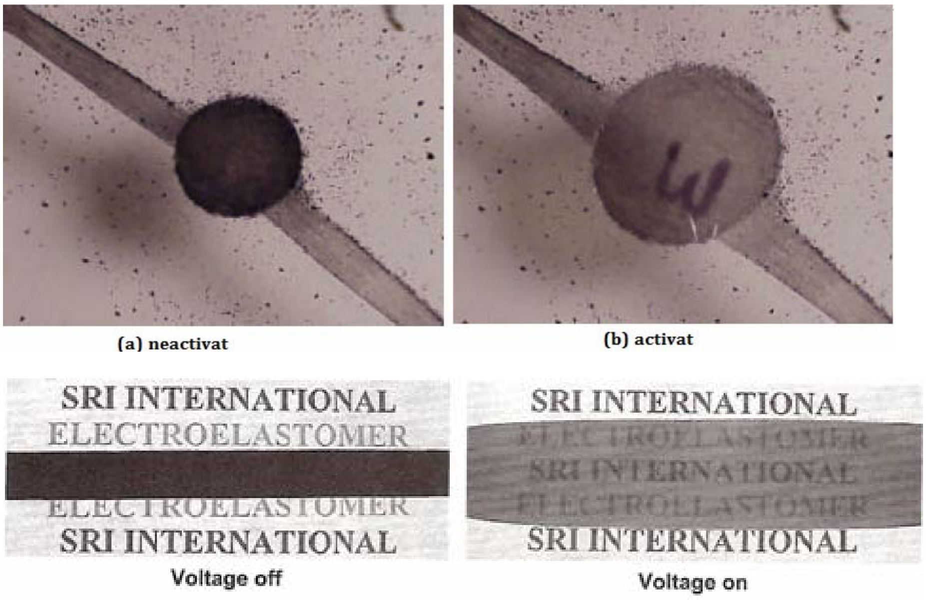


Figura 5.45 *Exemple de aplicaţii optice cu actuatori elastomer dielectric (Kornbluh şi colab., 2000; Bar-Cohen, 2004)*

Aceeaşi configuraţie de diafragmă care se foloseşte pentru pomparea lichidelor poate fi utilizată şi la pomparea aerului, dacă este actuată la frecvenţe mai înalte. Cu alte cuvinte, ea poate crea o ieşire acustică şi servi drept difuzor. Câteva configuraţii ale diafragmei obişnuite au fost deja exploatate (Bigué şi colab., 2009). În unele din acestea, difuzorul constă dintr-o serie de diafragme mici asemenea unor bule iar în alte configuraţii este folosită doar o singură diafragmă mare (Figura 5.46). Aceste difuzoare sunt considerate concepte experimentale, astfel că ele mai trebuie riguros testate şi reproiectate. Cu toate acestea, s-au obţinut performanţe destul de bune. Din punct de vedere calitativ, aceste difuzoare pot reda muzică şi voce cu distorsiuni mici.

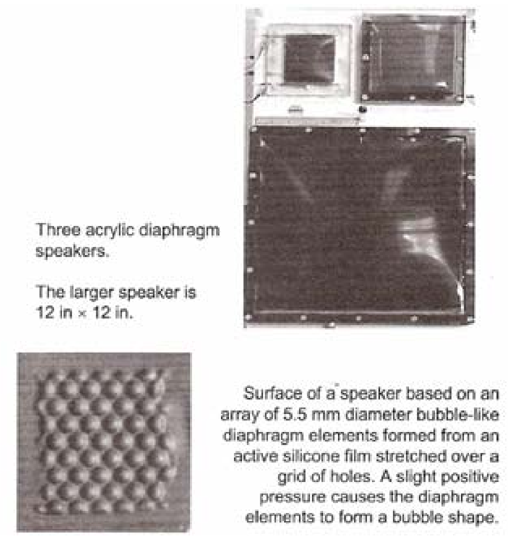


Figura 5.46 *Exemple de difuzoare pe bază de elastomeri dielectrici (Bar-Cohen, 2004)*

Figura 5.47 arată ieşirea unui difuzor siliconic. Ieșirea prezintă fidelitate și sensibilitate de putere bune în jumătatea superioară a gamei tweeter-ului. La frecvențe joase, fidelitatea și puterea sunt slabe. Totuși, elastomerii dielectrici sunt capabili de putere bună de ieșire la frecvențe relativ joase, astfel încât această performanță slabă la frecvență joasă s-ar putea să nu fie fundamentală și trebuie îmbunătățită prin realizarea de difuzoare cu un design mai bun. Fidelitatea poate fi de asemenea îmbunătățită prin includerea compensării în circuitul electronic de activare. Heydt și colaboratorii (2000) descriu în detaliu principiile funcționării și evaluării acestor difuzoare.

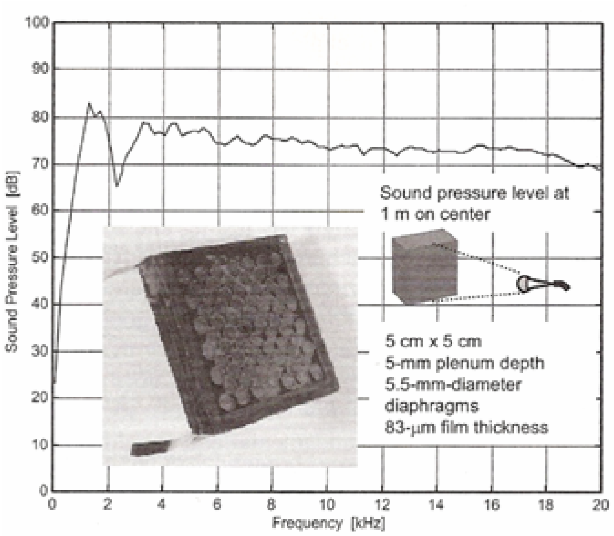


Figura 5.47 *Ieșirea unui difuzor cu elastomer dielectric siliconic*

Astronomia spațială și sistemele de teledetecție ar putea beneficia de oglinzi extrem de mari care să permită imagini de rezoluție mare. Pentru a fi practice și rentabile, astfel de sisteme optice trebuie să aibă greutate redusă și să fie ușor de implementat și depozitat. Astfel de structuri diafane au toate șansele să fie foarte flexibile și, prin urmare, prezintă provocări în realizarea și menținerea precisă a formei oprice dorite. Elastomerii dielectrici au fost investigați pentru utilizarea ca materiale active care să fie ușor integrate în controlul formei acestor structuri (Kornbluh și colab., 2003). Elastomerii dielectrici au câteva proprietăți care-i fac atractivi pentru astfel de aplicații: pot funcționa într-un domeniu larg de temperaturi (de exemplu siliconii au un interval de temperatură cuprins între -100^{0}C și 260^{0}C), sunt eficienți din punct de vedere al puterii și nu necesită multă putere pentru a menține o poziție, sunt stabili în buclă deschisă și precis controlabili, pot fi fabricați sub formă de straturi mari care pot fi integrate în structuri oglindă. Multe din aceste caracteristici sunt ideale și pentru sistemele optice terestre. Figura 5.48 ilustrează câteva tipuri de oglinzi a căror formă a fost controlată cu elastomeri dielectrici. Metodele analitice, cum este metoda cu elemente finite, și experimentale sugerează că elastomerii dielectrici pot produce modificarea de formă necesară, atunci când sunt laminați pe spatele oglinzii flexibile (o placă unimorfă îndoită, cu multiple zone active pe un singur substrat sau regiuni multiple de actuație pe o singură oglindă). Măsurătorile interferometrice au verificat capacitatea elastomerilor de a efectua modificări controlabile a formei oglinzilor flexibile cu o rezoluție mai mică decât cea a lungimii de undă a luminii (cum ar fi necesar în aplicațiile optice).

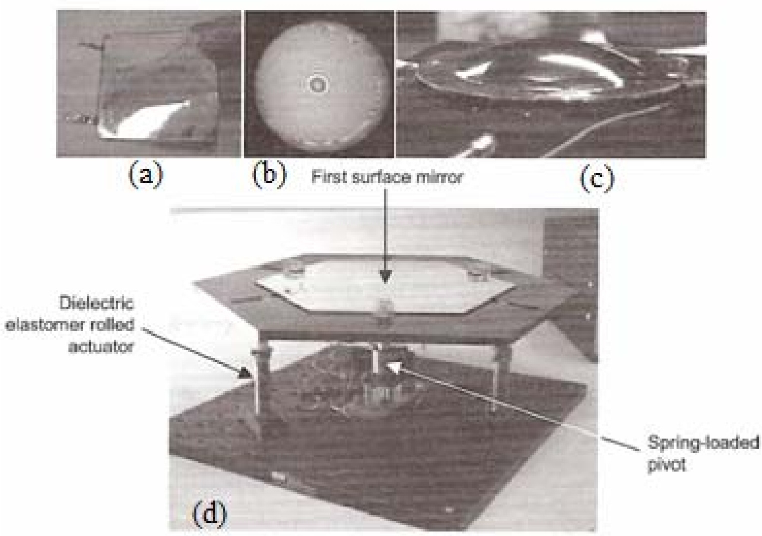


Figura 5.48 *Dispozitive de control al formei oglizilor pe bază de actuație cu elastomeri dielectrici: (a) elastomer acrilic laminat pe o oglindă de 4 mm grosime; (b)*

interferograma suprafeței unei plăci siliconice de 0,5 mm placate cu aur care are stratul de elastomer dielectric pe cealaltă parte; (c) oglindă elastică bombată compusă din aur pe silicon cu electrozi grafit pudră pe partea opusă (oglinda își va mări curbura la aplicarea tenisunii electrice); (d) trei actuatori rolă cu elastomer acrilic plasați într-o configurație trepied pentru controlul poziției și orientării unui segment hexagonal de oglindă (Kornbluh și colab., 2003)

Elastomerii dielectrici au fost de asemenea încorporați și în oglinzi umflabile. Acest model este de fapt un actuator diafragmă cu multiple zone active pe un singur substrat. Într-un alt model, actuatorii rolă liniari discreți au arătat că sunt capabili să controleze poziția unui segment rigid de oglindă (Figura 5.48 (d)) cu o sensibilitate de 1800 nm/V, sugerând că este posibil controlul poziției sublungimea de undă și că actuatorii cu elastomer dielectric pot fi utilizați pentru înlocuirea actuatorilor liniari piezoelectrici sau magnetostrictivi mult mai grei. Deși rezultatele inițiale sunt promițătoare, numeroase probleme tehnice rămân în curs de studiu, cum ar fi dezvoltarea unui algoritm de control al formei, fabricarea de acoperiri netede reflectorizante din punct de vedere optic, studiul efectelor dinamice (vibrația), metode de abordare a unui număr mare de zone active și scheme de implementare și împachetare (Bar-Cohen, 2004).

Ecranele haptice cum sunt ecranele Braille pot beneficia de matrici din actuatori cu elastomeri dielectrici de tip diafragmă. Ecranele Braille din prezent folosesc actuatori piezoelectrici pentru a bomba punctele Braille, deși s-au încercat multe metode de actuație (electromagnetice, termice, pneumatice și aliaje cu memoria formei) (Mazzone și colab., 2003). Limitările de spațiu asociate cu actuația piezoelectrică și costul de fabricare a matricei mari de actuatori limitează majoritatea ecranelor la o singură linie de caractere. Costul acestor ecrane este prea mare pentru multe persoane cu deficiențe de vedere.

Mai multe grupuri de cercetători au raportat dezvoltarea de prototipuri de ecrane Braille pe bază de actuatori cu PEA, și anume: Universitatea Wollongong împreună cu Quantum Technologies în Sydney, Australia (Carpi și Smela, 2009), Universitatea de Technologie Darmstadt din Germania (Helmut și colab., 2005 ; Matysek și colab., 2006), Universitatea din Tokyo, the National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST) din Osaka, Japonia (Kato și colab., 2007), Universitatea Sungkyunkwan din the Korea (Carpi și Smela, 2009) precum și Universitatea Statului Pennsylvania (Ren și colab., 2008), SRI International (Heydt și Chhokar, 2003) și Universitatea Statului Carolina (Di

Spigna și colab., 2009).Cercetătorii au folosit ca materiale polimeri conductivi, elastomeri dielectrici, polimeri feroelectrici, IPMC și PVDF.Cei de la SRI au dezvoltat un ecran Braille pe bază de actuatori diafragmă din elastomeri dielectrici (Figura 5.49). Ei au fabricat matrici din actuatori diafragmă din filme acrilice cu diametrul de 2 mm care au produs presiuni de până la 25 kPa (3,7 psi), rezultând forțe de actuație de 10 – 25 g pe punctul Braille, necesar pentru o citire ușoară. Figura 5.49 prezintă un actuator prototip pentru o singură celulă (caracter) cu opt puncte Braille și un dispozitiv cu trei celule.

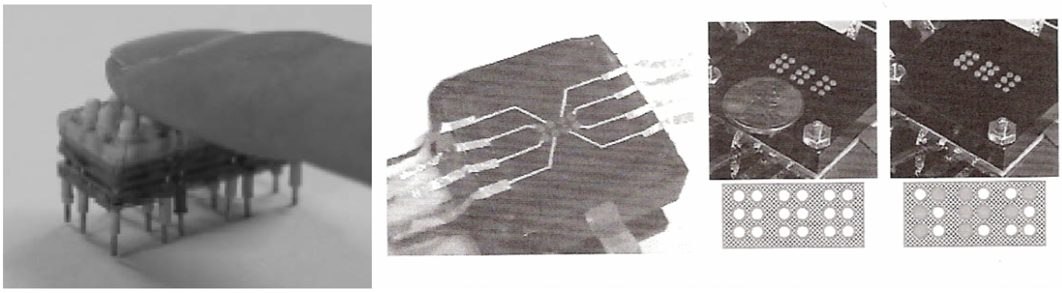


Figura 5.49*Ecran Braille pe bază de elastomer dielectric: întreg ansamblul (stânga), o singură celulă (mijloc); dispozitiv cu 3 celule (dreapta) (Bar-Cohen, 2004, 2006)*

Energia mare într-un ciclu şi răspunsul rapid al actuatorilor elastomer dielectric pot fi exploatate pentru realizarea de motoare care oferă densitate foarte mare de putere şi cuplu specific mare. Pentru a îmbunătăți ieşirea se poate folosi rezonanța. Pe baza vitezei de răspuns şi densității de energie a actuatorului măsurate, ar trebui să fie posibil să depăşim cu mult puterea specifică a motoarelor electromagnetice. Figura 5.50 arată un concept simplu de motor. O pereche de actuatori „bow-tie”funcționează în decalaj de 180^0 pentru a oscila un arbore. Mişcarea oscilatorie este redresată de un ambreiaj pentru a produce mişcare de rotație. Acest motor a produs viteze de rotație de până la 650 rpm. Sunt exploatate şi alte modele de motoare mult mai eficiente.

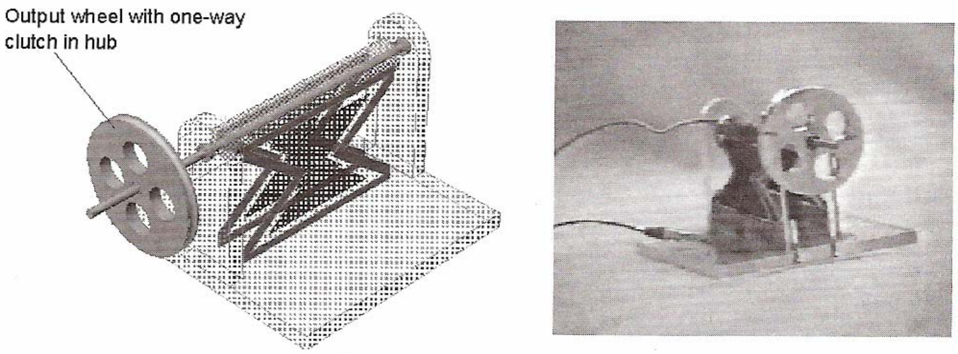


Figura 5.50 *Motor rotativ simplu pe bază de elastomeri dielectrici (Bar-Cohen, 2004)*

Pe lângă densitatea mare de putere, motoarele cu elastomeri dielectrici au viteză mică şi cuplu de oprire. Spre deosebire de motoarele electromagnetice, care sunt inductive, elastomerii dielectrici sunt capacitivi şi nu consumă putere multă când sunt oprite. Recent, a fost demonstrat un motor cu o putere de 4 W şi viteză de doar 100 rpm. Deşi nu au capacități egale cu motoarele electromagnetice, motoarele cu elastomeri dielectrici cu viteză mică sunt încurajatoare. Motoarele dielectrice sunt configurabile într-o varietate largă de forme şi mărimi (Bar-Cohen, 2004).

Elastomerii dielectrici posedă, pe lângă funcția de actuatori, şi capacitatea de a înmagazina energie. Pe măsură ce elastomerul se deformează, capacitatea acestuia se schimbă şi ea şi, cu circuite electronice adecvate, se poate genera densitate de energie electrică de 0,4 J/g. În modul generator, deformațiile mecanice pot fi impuse de mulți factori, printre care se numără forța vântului, a apei sau chiar forța umană (Chiba şi colab., 2011; Jean-Mistral, 2008; Putson, 2010; Brochu, 2012; Kornbluh şi colab., 2011, 2012).



Figura 5.51 *Generator pe bază de elastomeri dielectrici plasat în călcâiul unei cizme (Bar-Cohen, 2004)*

Figura 5.51 arată schema unui dispozitiv care poate fi folosit să capteze energia produsă în timpul mersului, atunci când călcâiul loveşte pământul. Acest generator, localizat în călcâiul încălțămintei, cuplează comprimarea călcâiului cu deformația unei matrici multistrat cu diafragme. Folosirea elastomerilor dielectrici este potrivită pentru un generator în călcâiul încălțămintei datorită deflexiilor mari produse în călcâi, cu presiuni mici şi moderate (Kornbluh şi colab., 2011).

Cu dezvoltări viitoare se aşteaptă ca astfel de dispozitive să genereze 1 W pe fiecare picior, într-un mers normal. Generatorul este dezvoltat pentru militari pentru a alimenta anumite dispozitive electronice din dotarea lor, dar are de asemenea şi multe aplicații comerciale, cum ar fi încărcarea telefonului sau PDA-ului, sau alte

dispozitive care au nevoie de energie electrică cum ar fi becuri, peace-makere, monitoare performante sau dispozitive de navigare (Bar-Cohen, 2004).

Figura 5.52 ilustrează o altă aplicație a elastomerilor dielectrici ca generatoare de energie, folosind tot forța umană. Un film subțire de elastomer (25 cm lungime, 5 cm lățime şi greutate de 0,5 g) ataşat de brațul uman a putut genera o energie electrică de 20 mJ cu o singură mişcare a brațului. După cum se observă din figură, filmele de elastomer pot fi plasate şi pe exteriorul brațului sau pe piept.

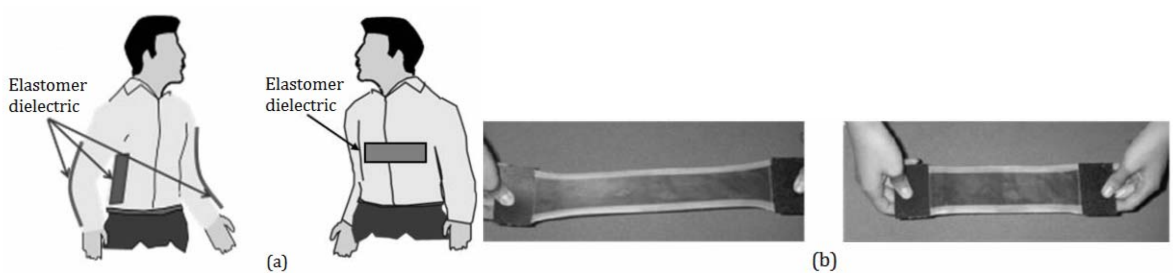


Figura 5.52 *Sisteme de inmagazinare a energiei rezultată din mişcările corpului uman. (a) plasarea elastomerilor dielectrici pe diverse zone de pe corp; (b) stare întinsă (stânga) şi relaxată (dreapta) a benzilor de elastomer utilizate (Chiba și colab., 2011)*

Generatoarele din elastomer dielectric plasate pe balize meteorologice (Figura 5.53) au produs densități de energie de circa 135 J/kg datorită valurilor, energie folosită pentru reîncărcarea bateriilor. Se pare că, costul de producție al energiei electrice folosind aceste echipamente este mult mai mic decât costul energiei produse cu generatoarele electromagnetice obișnuite. Într-un alt experiment, energia electrică a fost obținută din căderea apei. Fluxul de apă roteşte moara de apă iar rotația induce deformație în elastomerul dielectric care generează energie electrică (Chiba şi colab., 2011; Kornbluh şi colab., 2011).

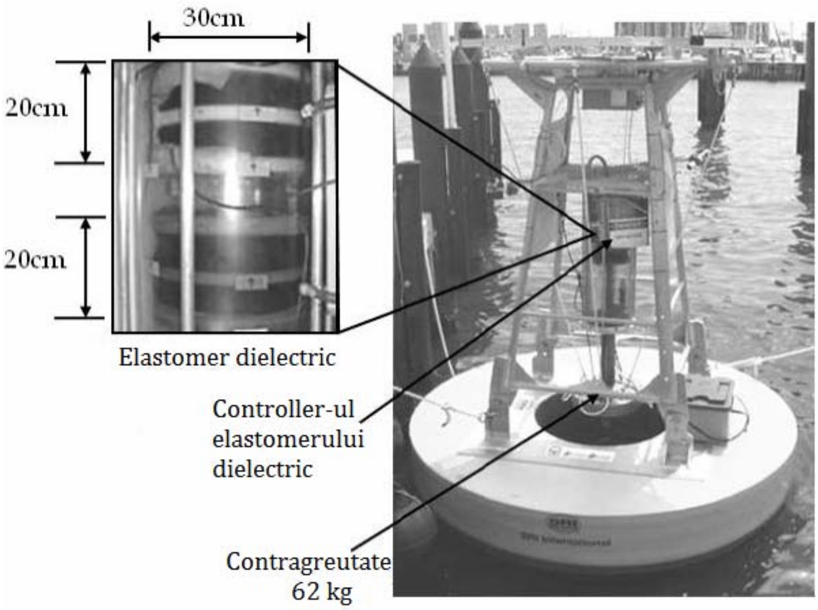


Figura 5.53 *Generator cu elastomer dielectric plasat pe baliză (Chiba şi colab., 2011)*

Toleranța la mediul înconjurător şi capacitatea de a genera deformații mari a elastomerilor dielectrici permite realizarea de senzori simpli şi robuşti. În modul senzor, de multe ori nu este important să maximizăm densitatea de energie a materialelor sensibile, deoarece sunt transformate cantități relativ mici de energie. Astfel, selecția materialelor dielectrice se poate face pe criteriul deformație maximă, rezistență la mediul înconjurător şi chiar cost. De exemplu, mulți polimeri nu sunt afectați de variații ale temperaturii sau umidității. Capacitatea de a fi adaptați la aplicație este unică pentru elastomerii dielectrici. În plus, dacă nu maximizăm energia, atunci senzorii pot funcționa la tensiune electrică mică și pot interfața cu circuitele și componentele electronice existente.

Ca senzori, elastomerii dielectrici pot fi utilizați în aceleași configurații ca și actuatorii, dar și în altele. Figura 5.54 prezintă câteva exemple de senzori cu elastomeri dielectrici, ca de exemplu: tuburi subțiri, benzi plate, mulțime de diafragme sau plăci mari. În multe aplicații acești senzori pot înlocui dispozitivele mai voluminoase și mai scumpe, cum sunt potențiometrele și codoarele. În formă de fibră sau bandă, senzorul cu elastomer dielectric poate fi introdus în textile oferind feedback-ul poziției pentru mișcarea omului. Senzorii cu elastomeri dielectrici pot fi de asemenea laminați în structuri sau piele pentru a oferi informații de poziție pentru materiale inteligente multifuncționale. Senzorii cum sunt matricea diafragmă pot fi utilizați atât la măsurarea forței și presiunii cât și a mișcării (Bar-Cohen, 2004).

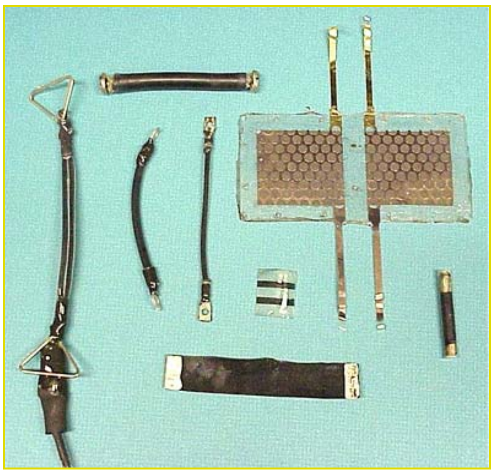


Figura 5.54 *Senzori cu elastomeri dielectrici (Bar-Cohen, 2004)*

În prezent, funcționalitatea roboților potrivit tendințelor de dezvoltare a lor, este concentrată pe imitarea mișcărilor umane sau a altor viețuitoare. Introducerea unor noi tipuri de actuatori, așa numiții actuatori complianți, ar putea fi de mare interes în noua tehnologie de roboți. Proprietățile actuatorilor elastomer dielectric pot fi utile în dezvoltarea de roboți biomimetici flexibili, simpli, ușori și ieftini.

Figura 5.55 prezintă un robot cu 6 picioare cu baterie care a fost modelat în linii mari după gândacul de bucătărie. Fiecare picior are două grade de libertate și este acționat de un singur pachet de actuatori care constituie mușchiul artificial. Acest robot este cunoscut ca FLEX 1 (Eckerle şi colab., 2001) cântărește 650 g (inclusiv bateria) și are aproximativ 30 cm lungime. Cu scopul de a minimiza numărul de mușchi necesari (până când procedurile de fabricare se vor îmbunătăți), aceștia au fost fixați cu arcuri localizate în punctele pivot ale picioarelor. Fiecare mușchi este un mănunchi de trei actuatori dublu „bow-tie" cu filme acrilice, este activat de un convertor DC-DC (4 g) cu o tensiune maximă de 5 kV și putere de 500 mW. Mișcarea articulației este controlată de un controler cu interfață periferică (PIC). La acel moment robotul putea doar să meargă încet. Pentru o mai bună mobilitate sunt necesare îmbunătățiri ale circuitului electronic și a durabilității și rezistenței mușchilor. Cu toate acestea, acest robot este semnificativ deoarece se crede că este primul robot pășitor acționat cu actuatori cu PEA.

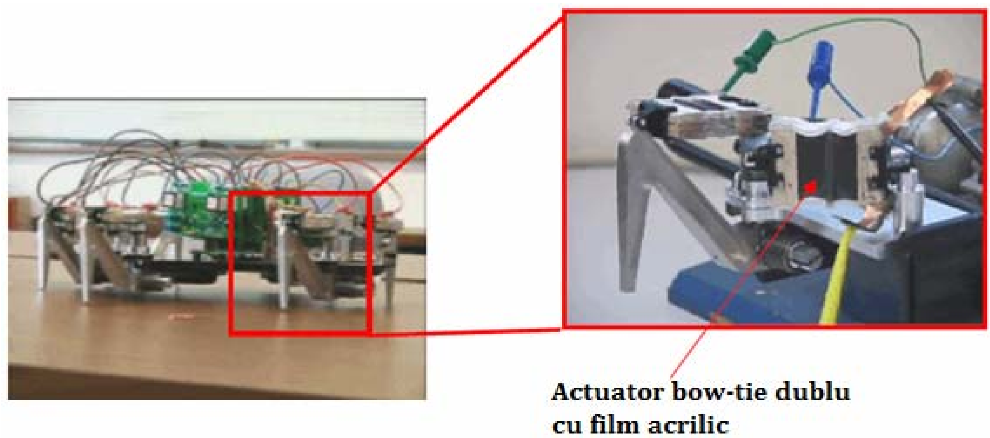


Figura 5.55 *FLEX 1, robot hexapod acționat de mușchi artificial din elastomeri dielectrici (Bar-Cohen, 2004)*

O versiune îmbunătățită a robotului FLEX 1 este robotul FLEX 2, care folosește totuși același model cinematic (Figura 5.56). Pentru a separa problemele de alimentare și integrare de celelegate de aspectele biomimetice și de actuație ale robotului, alimentarea robotului FLEX 2 s-a făcut cu circuite plasate la exteriorul

lui. Mai important este faptul că s-au folosit mai mulți actuatori acrilici rulați pentru a-i înlocui pe cei "bow-tie". Viteza a fost mărită de la câțiva mm pe secundă la 3,5 cm/s. Durata de viață și de funcționare au fost de asemenea semnificativ îmbunătățite.

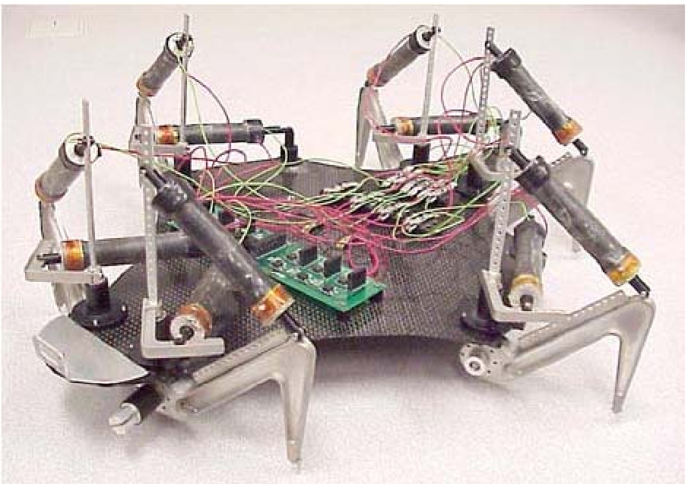


Figura 5.56 *Robotul FLEX 2 (Bar-Cohen, 2004)*

Figura 5.57 prezintă un alt robot pășitor, numit Skitter (Pei şi colab., 2002). La baza lui Skitter stă un robot anterior, acționat pneumatic, numit Sprawlita (Clark şi colab., 2001). În Skitter, actuatorii rulați cu elastomer acrilic au înlocuit cilindrii pneumatici din Sprawlita, în primul rând pentru a demonstra utilitatea acestor actuatori rulați. Skitter folosește șase actuatori rulați pentru fiecare picior cu un singur grad de libertate. Acest robot a demonstrat cu succes o viteză de 7 cm/s.

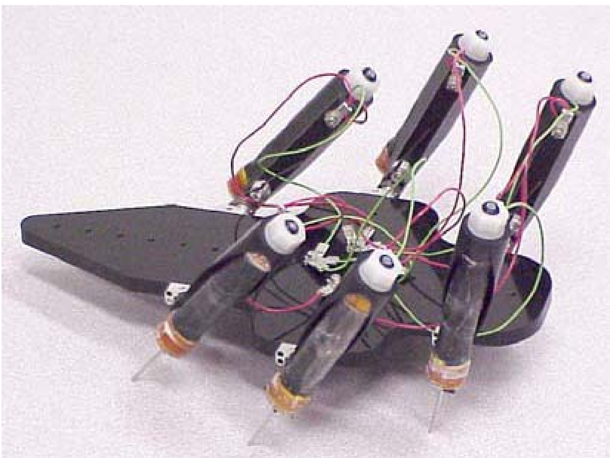


Figura 5.57 *Robotul Skitter cu șase actuatori rulați (Pei şi colab., 2002)*

Spre deosebire de roboții din seria FLEX, picioarele lui Skitter se pot roti în mod natural spre înapoi pe o axă orizontală atunci când întâlnește un obstacol înainte. Pe de altă parte, FLEX are două grade de libertate la fiecare picior, ceea ce îl face mai controlabil decât roboții simpli (de exemplu el poate merge înapoi). Astfel, pentru o generație viitoare de roboți pășitori trebuie combinate capacitățile celor două tipuri de roboți biomimetici.

Roboții FLEX 1, FLEX 2 și Skitter pot servi ca platforme de încercări pentru evaluarea avantajelor actuației similare mușchiului. În particular, se speră la evaluarea comportamentului vâscoelastic al mușchiului pentru a realiza roboți care să respingă perturbările datorate obstacolelor sau terenului accidentat, similar dinamicii sistemului musculo-scheletic al gândacului de bucătărie care-l ajută să meargă pe un teren accidentat într-o manieră stabilă și fără perturbații mari ale trunchiului. Eventual, se speră că mușchii vor funcționa destul de repede astfel încât comportamentul vâscoelastic al lor să poată furniza cantitatea corectă de energie stocată și absorbită în timp ce robotul merge sau aleargă (Bar-Cohen, 2004).

Abilitatea rolei cu mai multe grade de libertate de a acționa ca un mușchi și ca o structură permite realizarea de noi roboți pășitori. În figura 5.58 este prezentat un robot simplu, numit MERbot (Multifunctional Electroelastomer Roll robot), care conține șase role cu arc cu câte două grade de libertate fiecare, un cadru hexagonal (șasiu) și fire. Dimensiunile robotului sunt 18 cm×18 cm×10 cm iar greutatea este de 292 g. Sursa de energie și firele sunt agățate de robot. Robotul de deplasează într-un mers trepied dublu, folosind la început trei actuatori și apoi ceilalți trei. Pentru acest mers sunt necesare doar patru intrări: două pentru a îndoi spre înainte fiecare trepied și două pentru a îndoi spre înapoi fiecare trepied. Viteza robotului MERbot este de 13,6 cm/s la o frecvență de 7 Hz, cu o tensiune de activare de 5,5 kV. Performanțele acestui robot nu sunt excepționale însă subliniază potențialul PEA. În viitor, astfel de roboți ar putea funcționa similar cu păianjenii sau steaua de mare (Pei şi colab., 2003; Bar-Cohen, 2004).



Figura 5.58 *MERobot, un robot care folosește role cu arc cu 2 grade de libertate pentru fiecaredin cele șase picioare (Pei şi colab., 2003)*

Un robot convențional cu morfologie fixă se poate adapta sarcinilor cu partea de soft, totuși forma hardware-ului neputându-se modifica. Un robot modular auto reconfigurabil (Yim ți colab., 2007; Střy ți colab., 2010) poate elimina această limitare, el putându-se reconfigura pentru a se adapta la o sarcină specifică sau la o modificare a mediului înconjurător. Principala problemă în cazul roboților modulari este miniaturizarea modulelor. Pentru o anumită sarcină într-un spațiu, reducerea dimensiunii modulului duce la creșterea numărului de module și rezoluției spațiale. Acest lucru permite dexteritate mai mare și fidelitate mai mare de execuție. Mai multe module duc la mai multe configurații și permit eliminarea modulelor defecte fără scăderea semnificativă a funcționalității sistemului. Miniaturizarea modulelor presupune două metode: utilizarea de noi materiale active și înlocuirea actuatorilor interni. Astfel, White și colaboratorii (2011) au raportat miniaturizarea modulelor unui robot modular folosind actuatori cu elastomeri dielectrici. Fiecare modul este alcătuit din doi actuatori bowtie, unul activ și unul inactiv, și o structură care are rolul de a menține tensiune în actuatorul activ. Doar pe actuatorul bowtie activ a fost depusă pastă de carbon. Actuatorii folosiți sunt similari cu cei propuși de Kofod și colaboratorii (2006). Elastomerii dielectrici acrilici VHB 4910 și VHB 4905 au fost predeformanți cu 400% în ambele direcții folosind un dispozitiv special (Plante, 2006). Structura modulului din prima generație consta dintr-un braț de polipropilenă cu o articulație de tip balama rotativă (Figura 5.59 (a)). Experimentele cu acest modul au arătat un unghi de îndoire de doar 5^0. Modulul din generația a 2-a folosea un diblu cu diametrul de 0,79 mm pentru articulație, care a realizat o îndoire de peste 10^0 (Figura 5.59 (b)). Componente din plastic legate cu șuruburi mici au prins actuatorul bowtie la fiecare capăt al modulului.

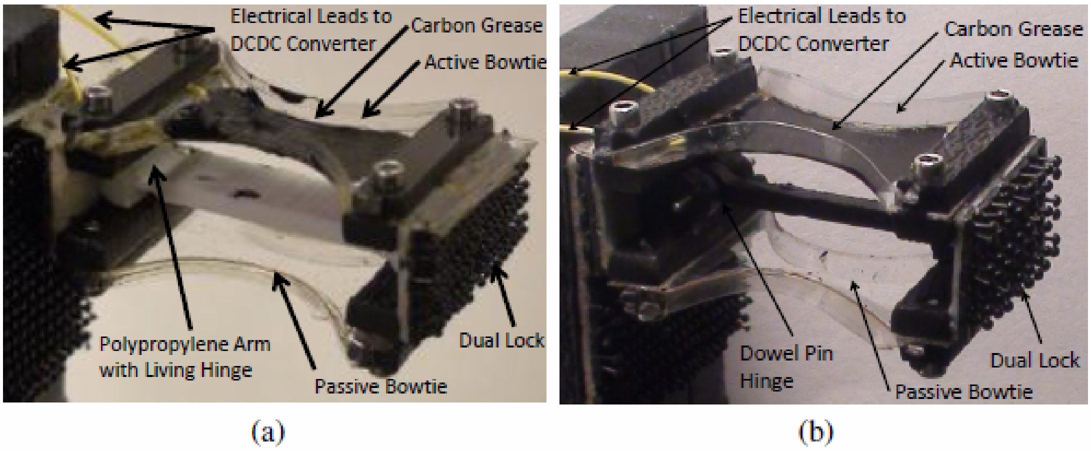


Figura 5.59 *Modul din prima generație (a) și a 2-a generație (b), fiecare cântărind 3,2 g (White și colab., 2011)*

Cu scopul de a demonstra fezabilitatea actuatorilor cu elastomer dielectric pentru roboți modulari s-au realizat experimente cu o pereche de module a căror actuatori „bow-tie" sunt din elastomer acrilic VHB 4905. Figurile 5.60 (a) și (b) prezintă actuația a două module cu axele de rotație perpendiculare pe sol. Pentru fiecare modul tensiunea a crescut de la 0 V (a) la 3500 V (b), rezultând o expansiune a actuatorului bowtie activ și o relaxare a actuatorului bowtie pasiv. În figurile 5.60 (c) și (d) sunt prezentate două module, unul cu axa de rotație perpendiculară pe sol iar celălalt cu axa paralelă cu solul. Și aceste două module sunt activate cu tensiune de la 0 V la 3500 V. S-a mai demonstrat, de asemenea, că două module care funcționează în paralel pot ridica o greutate mai mare decât un singur modul, 8,9 g respectiv 4,2 g. Cuplul de antrenare al acestor module este cu un ordin de mărime mai mare decât dispozitivul antagonist realizat de Lochmatter (2007).

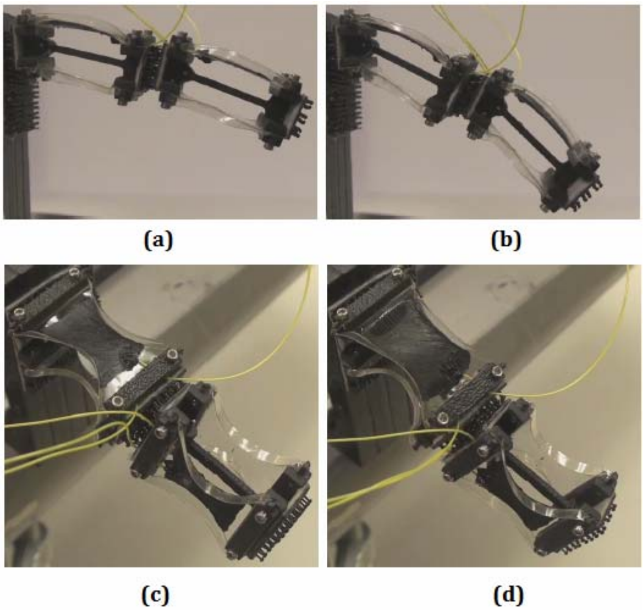


Figura 5.60 *Configurație cu două module: 0 V (a și c); 3500 V (b și d) (White și colab., 2011)*

Roboți modulari au fost dezvoltați şi de Wingert (2002) şi Fontaine (2002) folosind actuatori înrămați pe bază de film acrilic, roboți care au fost propuşi ca manipulatori pentru o misiune de explorare studiată la NASA.

În figura 5.61 este ilustrat un manipulator sinuos alcătuit dintr-un număr mare de unități care se repetă, fiecare acționată de o pereche de actuatori cu filme de elastomeri. Fiecare articulație a manipulatorului sinuos se va roti la 90^0. Fiecare actuator de la nivelul articulației a realizat o deformație de aproximativ 20%, care va duce la o rază de curbură de 1 m. Forța produsă de fiecare actuator a fost de aproximativ 2 N. S-a estimat că un manipulator sinuos lung de 1 m are nevoie de actuatori care să producă cel puțin 26 N, deci vor trebui strivuite aproximativ 13 straturi pentru a produce forța necesară.

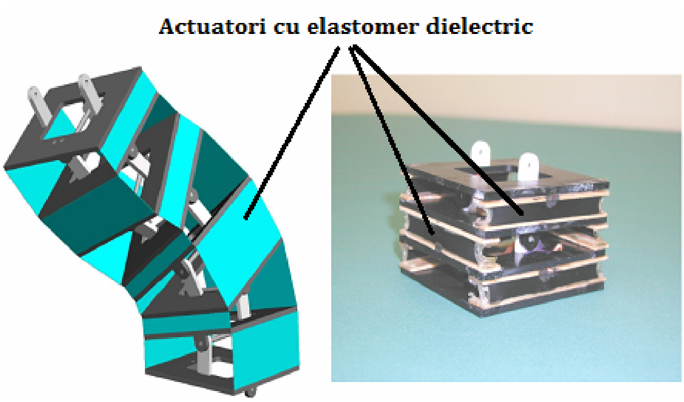


Figura 5.61 *Manipulator sinuos acționat de actuatori cu elastomer dielectric (Bar-Cohen, 2004)*

În figura 5.62 este ilustrat un robot sinuos alcătuit din role elastomerice multifuncționale (MER) cu mai multe grade de libertate. Un alt tip de robot sinuos(Figura 5.63) a fost dezvoltat de Petralia şi Wood (2010) şi este alcătuit din cinci unităţi de actuatori înrămați, numiți DEMES (Dielectric Elastomer Minimum Energy Structures), conţinând zece regiuni active controlabile separat (două pentru fiecare unitate). Acesta prezintă o creştere de 1,7 ori în lungime şi o scădere de 1,4 ori în înălţime la aplicarea unei tensiuni electrice de 1,2 kV pe toate cele zece regiuni active.

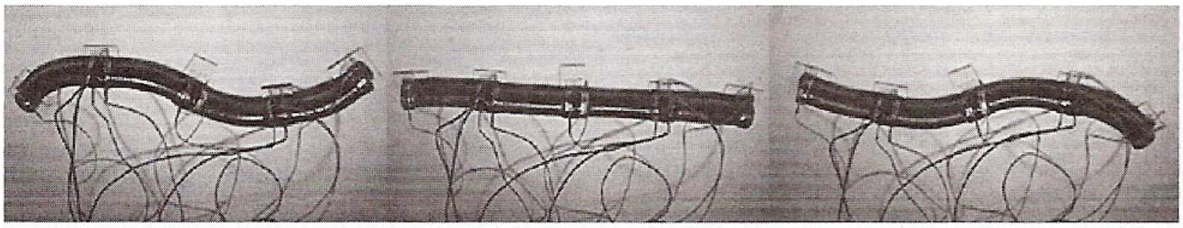


Figura 5.62 *Robot sinuos alcătuit din role cu 3 grade de libertate (Bar-Cohen, 2004)*

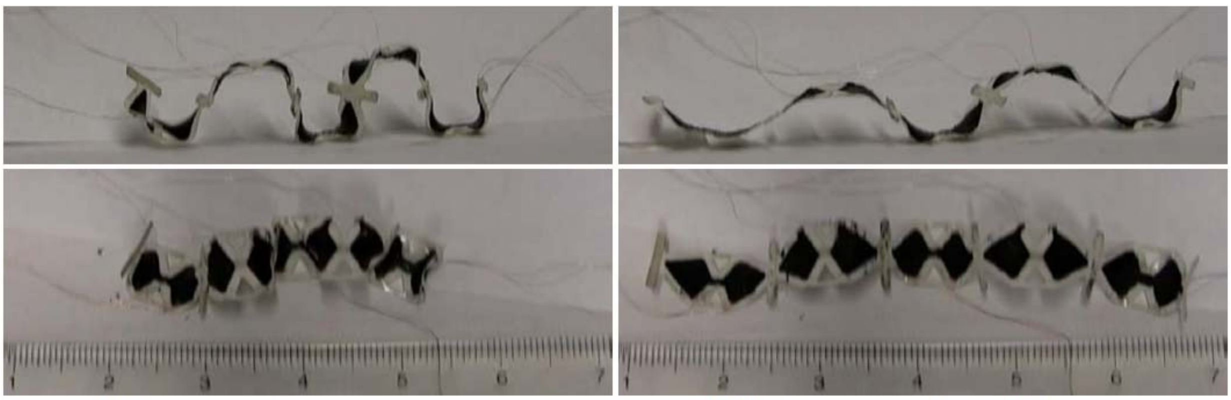


Figura 5.63 *Vedere din lateral şi de sus a robotului sinuos alcătuit din cinci unități DEMES (Petralia şi Wood, 2010)*

În figura 5.64 este prezentat un robot mic (16 mm lungime) care se târăşte asemenea unei omizi. Corpul robotului este un actuator siliconic rulat cu câte o clemă electrostatică la fiecare capăt. Clemele permit omizii să se deplaseze atât pe suprafaţă verticală cât şi orizontală. În experimente, omida s-a deplasat cu o viteză maximă de aproximativ 10 cm/s. Platformele robotice cum este cea de tip „inchworm" ar putea fi folosite pentru realizarea de roboţi mici care să inspecteze conducte sau ţevi înguste. Robotul „inchworm" are avantajul capacităţii rolei cu

elastomer dielectric de a realiza deformații mari. De asemenea, rola își arată și multifuncționalitatea ca și actuator similar cu mușchiul. În acest caz, rola are atât funcție de actuator cât și de corp al robotului. Asemeni viermilor și altor creaturi, robotul din figura 5.64 nu are un schelet rigid împărțit în mai multe segmente (Bar-Cohen, 2004).

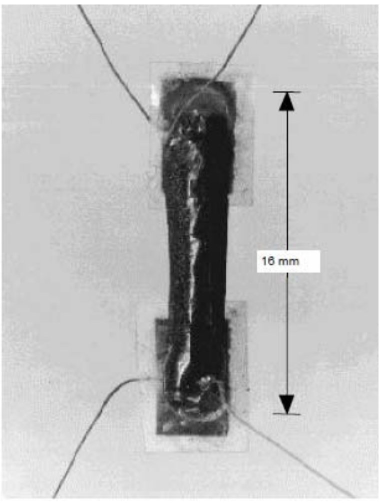


Figura 5.64 *Robot târâtor „inchworm" pe bază de actuator rulat din elastomer siliconic (Bar-Cohen, 2004)*

Figura 5.65 ilustrează un mecanism zburător cu aripi a cărui model a fost inspirat de mecanica multor insecte zburătoare, a căror aripi sunt acționate indirect de mușchii localizați pe torace. Acești mușchi flexează exoscheletul și mișcă aripile, care sunt atașate de exoschelet. În același mod, un mănunchi de mușchi artificiali pot flexa un exoschelet din plastic cu aripi atașate de el.

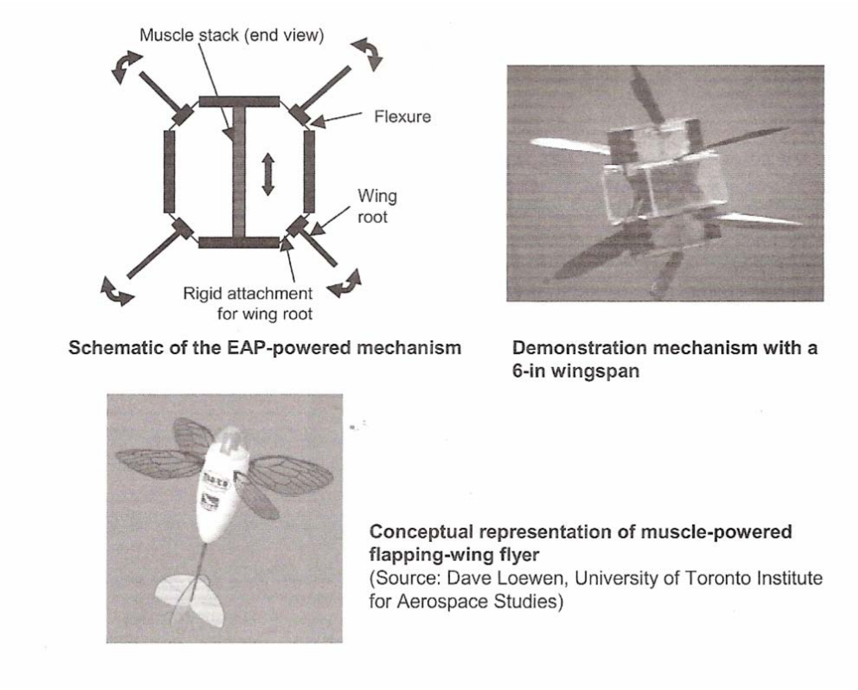


***Figura 5.65** Concept de mecanism zburător tip insectă acționat de mușchi artificial elastomer dielectric (Bar-Cohen, 2004)*

Mecanismul este acționat de patru actuatori „bow-tie” cu silicon, care este proiectat astfel încât frecvența optimă a bătăii aripilor să coincidă cu rezonanța mușchilor. Astfel, amplitudinea aripilor poate fi crescută iar energia necesară bătăii aripilor minimizată, deoarece nu este nevoie de energie pentru a contracara inerția aripilor și mecanismului. S-a arătat că mușchiul insectei funcționează într-adevăr în această manieră. Acest principiu este un exemplu biologic al importanței adaptării impedanței. Scopul acestui efort este de a face platforme zburătoare simple și robuste care să poată fi folosite pentru recunoaștere în medii aglomerate. Astfel de misiuni vor avea nevoie de capacități lent-rapid și planare-zbor.

Inspirat din natură, zborul prin bătaia aripilor oferă avantaje importante în ceea ce privește stabilitatea și eficiența față de zburătorii convenționali pe bază de rotoare. Dacă zburătorii vor fi alimentați electric, ceea ce este mai puțin zgomotos și mai avantajos din punct de vedere logistic, atunci este nevoie de o actuație ușoară și puternică electric. Elastomerii dielectrici, încorporați într-un mecanism biomimetic zburător, pot forma baza unui astfel de sistem electric de propulsie cu aripi. Mecanismul cu bătăi din aripi s-a dovedit a fi destul de robust deoarece el dă din aripi cu o frecvență de rezonanță de 18 Hz. Cu toate acestea, el este dotat cu doar patru mușchi care funcționează în paralel. El va avea nevoie de nu mai puțin de 25 de mușchi care să funcționeze în paralel pentru a produce puterea necesară

plănarii vehiculului de 50 g, cu mănunchiul de muşchi rezonând cu aripile la 40 Hz (Bar-Cohen, 2004).

Inspiraţi de mişcările creaturilor subacvatice, Lockmatter (2007) a dezvoltat structuri deformabile acţionate cu actuatori cu elastomer dielectric, care interacţionează cu aerul sau fluidul (de exemplu, asemenea flapsurilor sau similare cu mişcarea de înot a unui peşte). Figura 5.66 prezintă conceptele celor două structuri care realizează mişcări stânga-dreapta.

Recent, Jordi şi colaboratorii (2010) au realizat o structură gonflabilă asemănătoare unui peşte, propulsată prin aer (Figura 5.67). Pe corpul structurii şi la coadă sunt plasaţi actuatori elastomer dielectric care se deformează şi imprimă mişcări ondulatorii întregii structuri.

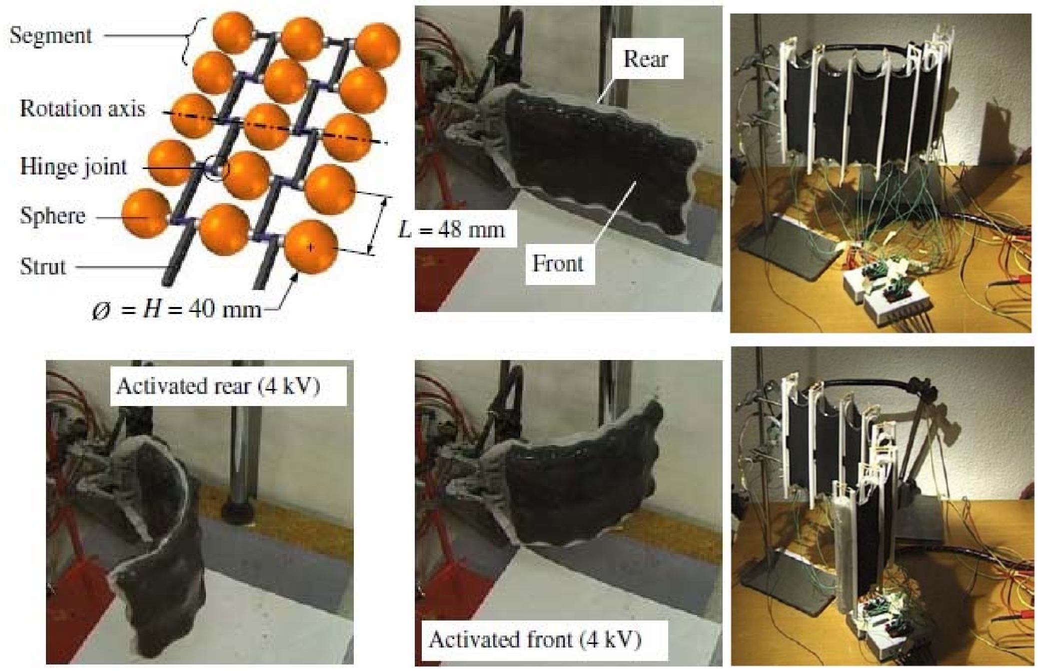


***Figura 5.66** Modelul unui structuri articulare cu elastomer acrilic VHB4910, care la activare electrică realizează îndoire înainte şi înapoi (Lockmatter, 2007)*



Figura 5.67 *Structură propulsată prin aer de actuatori cu elastomer dielectric plasați pe corp și la înotătoarea caudală (Jordi şi colab., 2010)*

Sistemele robotice intervenționale sau de reabilitare necesită forme adecvate deacționare pentru operarea în interiorul sau lângă scanner-ul IRM (Imagistică de Rezonanță Magnetică). Aceasta constituie o provocare tehnică, în măsura în care elementele de acționare adoptate trebuie să fie capabile să reziste la medii magnetice severe şi, în acelaşi timp, funcționarea lor să nu producă artefacte în imagine. Aceste două cerințe definesc domeniul numit mecatronică compatibilă IRM.

Motoarele electromagnetice convenționale nu sunt potrivite pentru mediul IRM, datorită principiului lor de funcționare. În consecință, în prezent sunt investigate diferite tipuri de tehnologii de acționare ca posibile alternative. Mecanismele de acționare hidraulice şi pneumatice au fost considerate ca posibile soluții pentru acest scop. Principalele dezavantaje ale sistemelor hidraulice sunt performanța limitată şi scurgerea de lichid. Dezavantajele sistemelor pneumatice sunt întârzierile mari şi lățimea de bandă limitată (Tsekos şi colab., 2007).

Din majoritatea sistemelor dezvoltate până acum, motoarele piezoelectrice ultrasonice sunt alegerea cea mai bună. Totuşi, principiul lor de funcționare prezintă unele dificultăți pentru forța de feedback, cum ar fi neliniaritățile şi manevrabilitate redusă, viteza minimală diferă de zero şi uzură ridicată. Mai mult decât atât, cuplul lor de fixare ridicat poate fi atât un avantaj cât şi un dezavantaj, în funcție de aplicație.

În cazul sistemelor intervenționale, actuația apare de obicei între fazele imagistice. Totuşi, în timpul imagisticii trebuie acționate alte tipuri de dispozitive, cum sunt interfețele haptice pentru studiile neurologice şi vibratoarele pentru elastografia RM. În ultimii ani, pentru astfel de aplicații au fost investigate

tehnologii de acționare mai puțin convenționale. Ca un exemplu recent, fluidele electroreologice s-au dovedit a fi un mijloc bun pentru a modula electric forțele rezistive în interiorul mediului IRM (Khanicheh şi colab., 2006; Tsekos şi colab., 2007).

O alternativă la aceste sisteme de acționare în mediul IRM ar fi actuatorii elastomer dielectric. Vogan (2004) prezintă în teza sa realizarea unei bobine cu suprafață reconfigurabilă pe bază de actuatori elastomer dielectric, care să funcționeze în mediul IRM, utilizată la îmbunătățirea calității imaginiii RM.

În IRM, bobinele individuale sunt plasate direct pe pacient pentru a îmbunătăți rezoluția și calitatea imaginii în regiunea de interes. O calitate optimă a imaginii rezultă atunci când profilul de sensibilitate al bobinei se suprapune peste volumul regiuni de interes a pacientului. Funcția unei bobine este limitată deoarece ea are dimenisune și formă fixe. Prin urmare, în timpul unei sesiuni de imagistică o bobină poate fi mutată sau înlocuită cu o altă bobină de dimensiuni diferite pentru a îmbunătăți calitatea imaginii. Acest lucru necesită de obicei scoaterea pacientului din aparat, ducând la mărirea timpului de investigare, la creșterea cheltuielilor și la disconfort pentru pacient.

Vogan prezintă o metodologie nouă pentru schimbarea de la distanță a dimensiunii și poziției bobinei, folosind actuatori cu elastomeri dielectrici, timp în care pacientul rămâne în aparatul IRM. Acești actuatori înlocuiesc actuatorii electromagnetici convenționali și partea electronică aferentă lor. Actuatorii dezvoltați sunt compatibili IRM, ieftini și ușor de fabricat. Sunt aceiași actuatori folosiți în roboții binari inteligenți (BRAID) de generația III (Wingert, 2002; Fontaine, 2002), în plus față de aceștia, având montată în partea superioară o oglindă. Sunt alcătuiți din polimer (nylon și acrilic), electrozi de tip pastă de carbon, iar singurele componente metalice sunt șuruburile din alamă folosite ca terminale pentru conexiunea electrică și firele de cupru care duc la terminale. Ambele metale sunt compatibile IRM.

Recent, Carpi și colaboratorii (2008b) au studiat compatibilitatea unui actuator pliat (Carpi şi colab., 2007) în mediul IRM, investigând următoarele cerințe fundamentale pentru orice dispozitiv compatibil IRM: 1) capacitatea de a rezista la câmpurile magnetice puternice ale scanner-ului IRM și la secvențele sensibile ale imaginii, fără o degradare semnificativă a performanței; 2) capacitatea de a funcționa fără a induce artefacte semnificative în imaginile achiziționate. Pentru realizarea acestei investigări s-au făcut două teste. Primul a constat în

măsurarea caracteristicii efort-câmp a actuatorului plasat în scanner-ul IRM. Compararea acestei caracteristici cu cea obținută în afara scanner-ului oferă un indiciu util cu privire la orice eventuală modificare a performanței electromecanice. Al doilea test și-a propus evaluarea influenței actuatorului asupra imaginilor RM. Investigarea raportului semnal-zgomot a fost realizată pe imagini achiziționate cu componenta „Phantom" (Figura 5.68), constând dintr-un recipient umplut cu soluție salină. Pentru a investiga posibila degradare a imaginilor IRM în timpul prezenței și funcționării actuatorului, s-a utilizat comparația raportului semnal-zgomot a imaginilor IRM la diferite performanțe ale actuatorului (eforturi diferite la câmpuri diferite) cu imaginea de control (fără actuator în scanner-ul IRM). Figura 5.68 prezintă cel de-al doilea test de compatibilitate IRM, cu actuatorul plasat în interiorul scanner-ului.

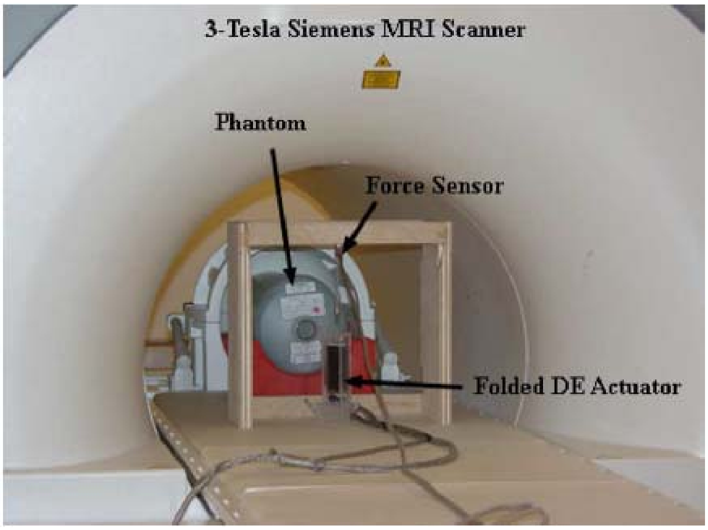


Figura 5.68 *Testarea compatibilității în mediul IRM a unui actuator elastomer dielectric pliat(Carpi și colab., 2008b)*

În urma celor două teste, s-a observat că performanța electromecanică a actuatorului pliat cu elastomer dielectric nu este influențată semnificativ de câmpul magnetic al scanner-ului IRM, iar imaginile IRM nu sunt distorsionate, deci este compatibil cu mediul IRM.

În zilele noastre, simulatoarele pentru operație sunt foarte eficiente pentru învățarea viitorilor medici în ceea ce privește senzațiile haptice pe care trebuie să le dobândească atunci când intră în contact cu organe, în timpul operației. Unele simulatoare au fost integrate în simulări de chirurgie viscerală. Aceste senzații trebuie să ajungă la chirurgi, pentru a-i ajuta să controleze efectorii robotici finali.

Din păcate, aceste simulatoare sunt limitate la anumite sarcini specifice cu anumite instrumente (Laycock şi Day, 2003; Hayward şi Gregorio, 1997; Savchenko, 2000; www.reachin.se/products/reachinlaparoscopictrainer). Senzația pe care o are chirurgul atunci când operează cu mâna poate fi simulată folosind un dispozitiv cu autocontrol al forței, în formă de mănușă. Acest dispozitiv are actuatori în mănușă (Burdea şi Zhuang, 1992) iar la exterior are o structură exoscheletică pe cablu, acționată de la distanță (CyberGrasp Immersion Corporation 801 Fox Lane. San Jose. CA 95131. USA, www.immersion.com). Ambele mănuși permit utilizatorului să simtă cu ușurință obiecte virtuale rigide. Cu toate acestea, actuatorii localizați în interiorul mănuşii sau structura voluminoasă exterioară restricționează mișcările chirurgului. Pentru a dezvolta o interfață haptică puternică, cu greutate mică și non-obstructivă, Zhang și colaboratorii (2004, 2006) au studiat diverse principii fizice ale noilor tehnologii de actuație care generează forțe. Astfel, ei au observat că metoda de actuație cu elastomeri dielectrici prezintă performanță generală mai bună decât a altor tehnologii.

Cu scopul de a compara și selecta tehnologia de actuație și pentru a obține premisele pentru un model de acționare corespunzător este necesar să înțelegem problemele legate de haptică în timpul detecției, precum și de sistemul tactil uman (Mazzone şi colab., 2003). Tabelul 5.3 sintetizează caracteristicile tipice ale mâinii umane necesare pentru o simulare de intervenție chirurgicală.

Actuatorul trebuie să genereze forțe la nivelul degetului utilizatorului cu lățimea de bandă de percepție umană.Când operatorul nu atinge un obiect virtual, actuatorul trebuie să urmeze o mișcare voluntară a degetului, fără a împiedica această mișcare. Elongația reprezintă modificarea lungimii relative a tendonului începând de la încheietura mâinii până la vărful degetului, atunci când mâna se îndoaie din poziția deschisă până ajunge cu pumnul strâns. Mai mult, Brooks(1990) și Shimoga(1993) recomandă că pentru o performanță satisfăcătoare, lățimea de bandă pentru control trebuie să fie de cel puțin 10 ori lățimea de bandă necesară.

Tabelul 5.3 *Caracteristici necesare însimularea haptică*

Cerințe	**Simulare intervenție chirurgicală cu simulator haptic (Sistem tactil uman)**
Presiunea minimă de sesizare	0,2 N/cm^2
Forța maximă exercitată de degete	5 N (30 – 40 N)

Forța susținută (15% din forța maximă exercitată)	0,5 N (4,5 – 7 N)
Lățimea de bandă pentru controlul forței degetelor	1 – 30 Hz
Lățimea de bandă percepută	1 – 320 Hz (10 – 1000 Hz)
Elongația maximă	8%

Schema primului concept de actuator propus pentru degetul index, dar el poate fi aplicat și altor degete, este prezentat în figura 5.69 (stânga). Actuatorul este montat pe o mănușă de cauciuc. Un capăt al actuatorului este legat la corp printr-o bandă de nailon în jurul încheieturii, iar celălalt capăt este atașat de un inel în jurul capătului degetului. Când operatorul uman face o mișcare voluntară, actuatorul este controlat astfel încât să urmeze acea mișcare. Imediat ce operatorul uman intră în contact cu un obiect virtual, actuatorul este dezactivat și se contractă până ajunge la forma inițială. Astfel, el dă o forță de rezistență prin intermediul inelului pe partea ventrală a degetului, blocând mișcarea degetului. Actuatorul este alcătuit din mai multe elemente conectate în serie, asemenea unui lanț. Fiecare element reprezintă un actuator cu elastomer dielectric alcătuit din: film de elastomer dielectric (VHB 4910) cu grosimea de 0,109 mm după predeformare, element de fixare care menține predeformarea, electrozi complianți și conectori (bandă de cupru) care alimentează actuatorul. Măsurătorile pentru determinarea forței și elongației au fost realizate pe un singur element de actuație. S-a obținut o forță contractilă de 0,7 N la o tensiune electrică de 4,5 kV, după ce inițial elastomerul a fost predeformat cu o forță de 4 N. Elongația a fost de 10,2% tot la 4,5 kV, cu o greutate de 230 g atașată elementului de actuație.

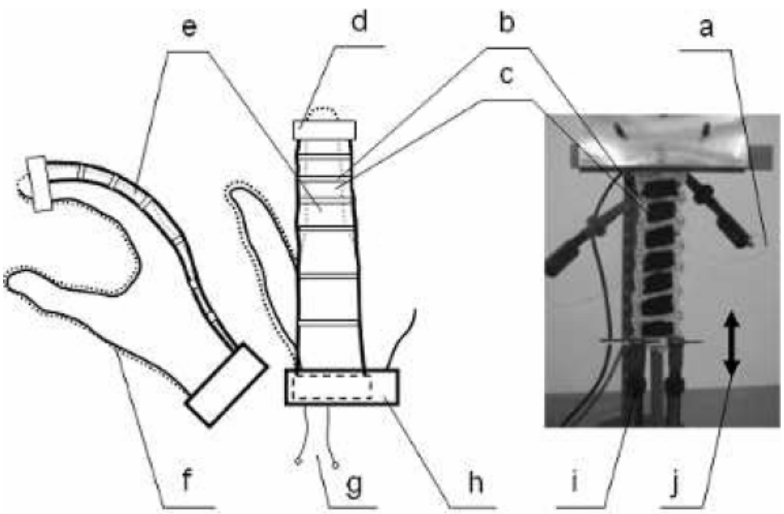


Figura 5.69 *Schema actuatorului pentru degetul index (stânga). Dispozitiv practic: a – conector,b – element de fixare, c – elastomer dielectric cu electrozi (zona de culoare neagră), d – inel, e – actuator, f – mănușă de cauciuc, g – alimentare, h – bandă de nilon, i – greutate, j – direcția de actuație (Zhang şi colab. , 2004)*

Zhang şi colab. (2004) au concluzionat că, în ceea ce privește forța contractilă, elongația și greutatea mică a unui singur element de actuație, actuatorul cu elastomer dielectric propus poate produce forța de feedback necesară utilizatorului. Utilizarea unor alte configurații ca multi-strat, multi-element și multi-strat-element, pot crește performanța. De asemenea se poate încerca utilizarea unui elastomer siliconic deoarece acesta este mai puțin văscos.

Al doilea concept de actuator propus pentru forța de feedback în simulatoare de intervenție chirurgicală (Zhang şi colab., 2006) este prezentat în figura 5.70. Se poate observa diferența acestui concept față de primul, prin faptul că actuatorii sunt plasați între degete și nu de-a lungul lor. Actuatorii sunt role cu arc și au prezentat o forță maximă de 7,2 N și elongație de 31% (5 mm) la 3,5 kV.

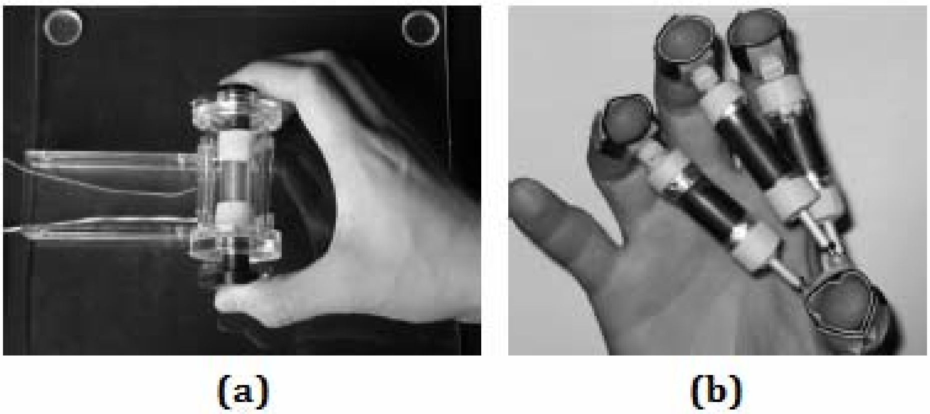


Figura 5.70 *(a) Prototipul pentru actuator; (b) dispozitivpentru forța feedback(Zhang şi colab., 2006)*

Din figura 5.70 (b) se poate observa că dispozitivul pentru forța feedback este alcătuit din trei actuatori cu elastomer dielectric (VHB 4910) plasați între degetul mare și index, degetul mare și mijlociu și între degetul mare și inelar prin articulații sferice. Acest sistem oferă patru grade de libertate pentru fiecare deget (flexia articulațiilor falangiene, abducția și adducția articulației metacarpofalangiene). Un singur actuator rolă cu arc are o greutate de 8 g, nu prezintă zgomot în funcționare, este compact și portabil. Astfel de actuatori sunt promițători pentru multe aplicații cum ar fi cele robotice, automatizate și în industria divertismentului.

Persoanele cu un anumit grad de handicap locomotor sau un deficit la nivelul membrelor au nevoie de dispozitive de protezare pentru a suplini funcția afectată și/sau ajuta membrul rămas. Protezele pot reprezenta și o piedică, o mare parte din populație acuzând un beneficiu funcțional mic sau deloc în urma utilizării lor, sau cu siguranță nu suficient pentru a justifica costurile, disconfortul și inconvenientele suportate (Biddis şi Chau, 2007).

Dispozitivele protetice trebuie să fie atât funcționale cât și estetice pentru nevoile utilizatorilor și stilului lor de viață. Protezele au evoluat mult, de la dispozitive pasive de tip proteză Hook care sunt durabile și ieftine, la proteze electrice mai scumpe. Fiecare din aceste proteze se diferențiază prin sistemul de acționare, în cazul protezelor pasive acesta lipsind. În multe cazuri, proprietățile sistemului de actuație sunt cele care definesc și limitează caracteristicile fundamentale ale protezelor cum sunt greutatea, viteza de funcționare, nivelul de zgomot și puterea de prindere. Progresele înregistrate pentru îndeplinirea acestor cerințe se bazează pe îmbunătățirea motoarelor contemporane și a sistemelor de angrenaje sau pe dezvoltarea de tehnologii noi de actuație care să minimizeze costul și să crească durabilitatea și controlul (Del Cura şi colab., 2003). Biddis şi Chau (2008) prezintă într-un review o examinare critică a fezabilității elastomerilor dielectrici ca actuatori în proteze de membre superioare. Posibila implementare în dispozitive protetice este prezentată din punct de vedere al durabilității controlului, consumului de energie și al eficienței elastomerilor dielectrici.

Îmbunătățirea sistemelor de acționare este un obiectiv bine stabilit în robotică și în proiectarea de proteze antropomorfe, funcționale și cu greutate mică (Caldwell şi Tsagarakis, 2002; Del Cura şi colab., 2003). Protezele de membre superioare sunt bazate pe o mare varietate de tehnologii de acționare de la motoarele convenționale de curent continuu și micromotoare (Kyberd şi colab., 2001; Carrozza şi colab., 2004) la aliaje cu memoria formei (Kyberd şi colab., 2001; Dos Santos şi colab., 2003; De Laurentis şi Mavroidis, 2002; Prince şi colab., 2006; Dutta şi Chau, 2003), motoare ultrasonice (Pons şi colab., 2002) și mușchi artificiali pneumatici (Pylatiuk şi colab., 2004, 2005; Davis şi colab., 2003). Del Cura și colaboratorii (2003) au oferit și ei un review a acestor tehnologii pentru aplicații protetice, concluzionând că micromotoarele, motoarele ultrasonice și piezoelectrice sunt cele mai promițătoare în comparație cu actuatorii hidraulici, cu aliaje cu memoria formei și geluri polimerice contractile, în ceea ce privește mărimea,

greutatea, aplicabilitatea, precizia, histerezisul și non-repetabilitatea, consumul de energie, frecvența de funcționare, eficiența, densitatea de putere și costul.

Domeniul tipic al vitezei de funcționare pentru protezele de mână, cum este și SensorHand (Otto Bock Healthcare Inc.), este cuprins între 15 și 300 mm/s obținând frecvențe cuprinse între 0,1 și 1,5 Hz. În mâna biologică, mișcările apar de obicei în intervalul de frecvență 4 - 7 Hz (Jones, 1997). Rezistența la oboseală este un alt factor fundamental pentru proteze. Astfel, o proteză de mână realizează în medie 1218 de cicluri (Limehouse şi Farnsworth, 2005). În ceea ce-i privește pe elastomerii dielectrici, un studiu raportează o durată de funcționare în jur de 1500 de cicluri pentru un actuator rolă activat la 3,5 kV (Rajamani şi colab., 2005), în timp ce un alt studiu raportează o durată de viață de 4 milioane pentru un actuator „bow-tie” activat la 4 kV (Plante şi Dubowsky, 2006). În general, protezele electrice curente au nevoie de reparații minore la fiecare 1 – 2 ani și de reparații majore la fiecare 3 ani sau mai mult. Utilizatorii au fost în general mulțumiți cu frecvența reparațiilor, având nevoie și de unele îmbunătățiri. Acest lucru sugerează că un actuator cu elastomer dielectric acceptabil trebuie să aibă un ciclu de viață de cel puțin 10^6 pentru a îndeplini standardele actuale. În acest sens, un actuator cu elastomer acrilic VHB 4910 predeformat cu 500% pe direcțiile x și y, a fost analizat din punct de vedere al ciclului de viață. S-au înregistrat 150 de cicluri la frecvența de 1 Hz și un câmp electric de 163 kV/mm. S-a observat că ciclul de viață este mai scăzut când se aplică tensiuni electrice mari și crește semnificativ când elastomerul este activat la frecvențe mari. Este evident că ciclul de viață al actuatorului cu elastomer dielectric este extrem de variabil și mai mic decât cel necesar pentru aplicații protetice. Acest lucru ar conduce la reparații mai frecvente și probabil la nemulțumirea consumatorului în ceea ce privește cerințele de mentenață și cost. Funcționarea actuatorilor cu elastomeri dielectrici este totuși puternic influențată de condițiile de fabricare și operare. Atunci când a fost izolat de orice contaminant, rezistența la oboseală a crescut la 500.000 de cicluri. Evident că elastomerii dielectrici sunt deosebit de sensibili la defecte de tipul golurilor și incluziunilor rezultate din contaminanții din aer sau din producție. În plus, concentratorii de tensiune mecanică și electrică observați la joncțiunile cu structura suport de predeformare sau la punctele de contact ale electrozilor, pot contribui de asemenea la defect prematur.

Sistemele de prindere/apucare realizează estimativ cam 60% din activitățile zilnice. Dexteritatea mâinii naturale este limitată de sistemul senzorial, spre deosebire de proteză, unde dexteritatea nu depinde numai de gradele de libertate și domeniul de mișcare al dispozitivului terminal ci și de viteza de răspuns, rezoluția spațială, fiabilitate și repetabilitate de actuație, împreună cu sistemul de control. Sistemul de control al protezelor actuale oferă un control proporțional al vitezei și/sau sistemului de prindere și poate fi adaptat la o varietate de semnale de control și strategii diferite. Carpi și colaboratorii (2006, 2010) au demonstrat posibilitatea activării elastomerilor dielectrici cu semnale fiziologice (electromiogramă, electrocardiogramă și pletismogramă). Cu toate acestea, rămâne de văzut dacă în mediul protetic elastomerii dielectrici pot fi controlați precis de semnale fiziologice. Elastomerii dielectrici, în special cei acrilici, sunt materiale vâscoelastice, ceea ce înseamnă că rigiditatea lor se schimbă odată cu rata de deformare și frecvența. Vâscoelasticitatea complică modelarea și controlul răspunsului elastomerilor care sunt de obicei caracterizați de curgere, histerezis și detensionare. La rate de deformație și frecvențe mari (>1 Hz), aceste materiale devin din ce în ce mai rigide, ceea ce le limitează eficiența, forța generată, viteza de actuație și expansiunea. Referitor la aplicațiile protetice, vâscoelasticitatea impune o limită cu privire la vitezele de funcționare, gama de mișcare și puterea de prindere realizabile de elastomerii dielectrici existenți. În prezent, realizarea de grade mari de deformație și forță generată sunt îndeplinite prin creșterea dimensiunii actuatorului, numărului și capacității, și/sau prin aplicarea de tensiuni electrice mari cu prețul reducerii durabilității (Kovacs şi colab., 2007). În practică, acest lucru va duce la proteze cu greutate și dimeniune mai mari, care necesită mentenanță frecventă și încărcarea bateriei. În sfârșit, dependența răspunsului elastomerilor dielectrici cu rata de activare complică implementarea controlului proporțional al vitezei, caracteristică răspândită în rândul protezelor electrice.

Apariția alunecării va face răspunsul protezelor pe bază de elastomeri dielectrici instabil și greu de controlat, în special pentru operații care necesită precizie și forță de prindere susținută. Dependența răspunsului elastomerului dielectric cu activarea va necesita încorporarea de sisteme feedback pentru un control precis și repetabil, care va crește complexitatea și volumul sistemului.

Detensionarea este de asemenea un dezavantaj major al actuatorilor predeformați și poate degrada semnificativ performanța actuatorului în timp

datorită modificărilor în grosime a elastomerului. Detensionarea asociază performanța ED cu vârsta actuatorului. Este posibil ca schema de control a unei proteze pe bază de ED să aibă nevoie de reajustare și calibrare mai frecvent pentru a menține o funcționare corectă. Intensificarea activităților de mentenanță, cum sunt acestea, pot să nu fie acceptate de consumatori.

În mâna naturală, mișcarea tendonului pentru unghiuri în articulație între 0 și 90^0 variază de la 0 la 20 mm în flexorii extrinseci și de la 0 la 13 mm în extensori. Acestea sugerează deformații pentru întreg domeniul de mișcare în jur de 11 – 13%. Forța maximă de strângere pentru adulți variază de obicei între 80 și 110 N. Actuatorii cu ED actuali nu pot ajunge la astfel de forțe. Protezele pentru adulți obișnuite oferă forțe de la 100 la 160 N într-o singură apucare, utilizatorii fiind în general mulțumiți de această performanță. Totuși, s-a estimat că o forță de apucare de aproximativ 40N și o forță de strângere de 10 N sunt suficiente pentru o performanță de 90% a activităților zilnice (Jones, 1997). Greutatea redusă, aspectul și durata de viață sunt principalele priorități ale consumatorului în ceea ce privește protezele electrice. Mâna biologică și încheietura mâinii sunt acționate de 34 de mușchi cu lungimi de 14,9 și 11,4 cm și arii ale secțiuni transversale de 4,1 și 1,1 cm^2, raportate pentru mușchiul flexor, respectiv extensor (Jones, 1997; Freund şi Takala, 2001). Teoretic, aria secțiunii transversale necesare pentru generarea de forță și densitate de putere a elastomerilor dielectrici este comparabilă cu cea a mușchiului biologic. În practică totuși, componenta activă a unui actuator obișnuit poate reprezenta mai puțin de 2% din greutatea sa totală. În mod similar, aria secțiunii transversale necesară pentru a produce forțe comparabile este de multe ori cu un ordin de mărime mai mare decât este teoretic posibil și tipic pentru mușchiul natural. În cazul actuatorului rulat de exemplu, această discrepanță se datorează faptului că miezul actuatorului este gol. Protezele de membru se așteaptă ca de obicei să fie mai grele decât brațul uman, însă s-au raportat proteze cu greutatea cuprinsă între 1 și 1,4 kg, de trei ori mai mică decât cea a brațului uman (Jones, 1997).

Pe lângă cele prezentate mai sus, au mai fost demonstrate și alte aplicații ca mușchi artificial. Carpi și De Rossi (2007) au folosit actuatori elicoidali contractili liniari și actuatori curbați pentru a acționa globul ocular al unui android. Un alt actuator pentru acționarea globului ocular a fost dezvoltat de Liu și colaboratorii

(2008) pe baza unui model de actuator care se umflă, generând rotații ale globului ocular de la -50^0 la 50^0.